

**SOLID-STATE KARDİYAK GAMA KAMERA İLE
PET/BT'DE MİYOKARDİYAL PERFÜZYON
GÖRÜNTÜLEMEDEKİ HAREKET ARTEFAKTLARIN
KARŞILAŞTIRILMASI:FANTOM ÇALIŞMASI**

Semra DÖNMEZ
Nükleer Tıp Anabilim Dalı

Tez Danışmanı
Yrd. Doç. Dr. Arif Kürşad AYAN

Yüksek Lisans Tezi – 2013

T.C.
ATATÜRK ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

**SOLID-STATE KARDİYAK GAMA KAMERA İLE
PET/BT'DE MİYOKARDİYAL PERFÜZYON
GÖRÜNTÜLEMEDEKİ HAREKET ARTEFAKTLARININ
KARŞILAŞTIRILMASI: FANTOM ÇALIŞMASI**

Semra DÖNMEZ

**Nükleer Tıp Anabilim Dalı
Yüksek Lisans Tezi**

**Tez Danışmanı
Yrd. Doç. Dr. Arif Kürşad AYAN**

**ERZURUM
2013**

T.C.
ATATÜRK ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ
NÜKLEER TIP ANABİLİM DALI

SOLID-STATE KARDİYAK GAMA KAMERA İLE PET/BT'DE
MİYOKARDİYAL PERFÜZYON GÖRÜNTÜLEMEDEKİ
HAREKET ARTEFAKTLARININ
KARŞILAŞTIRILMASI:FANTOM ÇALIŞMASI

Semra DÖNMEZ

Tez Savunma Tarihi : 24.06.2013

Tez Danışmanı : Yrd. Doç. Dr. Arif Kürşad AYAN (Atatürk Üniversitesi)

Jüri Üyesi : Prof. Dr. Fatih ALPER (Atatürk Üniversitesi)

Jüri Üyesi : Doç. Dr. Bedri SEVEN (Atatürk Üniversitesi)

Jüri Üyesi : Doç. Dr. Ali ŞAHİN (Atatürk Üniversitesi)

Jüri Üyesi : Yrd. Doç. Dr. Ebru ÖRSAL (Atatürk Üniversitesi)

Onay

Bu çalışma yukarıdaki jüri tarafından **Yüksek Lisans Tezi** olarak kabul edilmiştir.



Prof. Dr. Yavuz Selim SAĞLAM
Enstitü Müdürü

Yüksek Lisans Tezi
ERZURUM - 2013

İÇİNDEKİLER

TEŞEKKÜR.....	IV
ÖZET	V
ABSTRACT.....	VIII
SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ.....	IX
TABLolar DİZİNİ.....	XI
ŞEKİLLER DİZİNİ.....	XII
1.GİRİŞ	1
2. GENEL BİLGİLER.....	3
2.1. Kalbin Anatomisi	3
2.2. Koroner Arterler	4
2.3. Koroner Dolaşım Fizyolojisi	5
2.4. Miyokard İskemisinin Patofizyolojisi.....	5
2.5. Koroner Arter Hastalığı	6
2.5.1. Koroner Arter Hastalığı Risk Faktörleri	6
2.5.1.1. Değİştirilemeyen risk faktörleri.....	7
2.5.1.2. Değİştirilebilen (önlenebilir) risk faktörleri.....	8
2.5.1.3. Yeni risk faktörleri.....	10
2.6. Koroner Arter Hastalığının Klinik Göstergesi.....	10
2.6.1. Anjina Pektoris	10
2.6.2.Miyokard infarktüsü	11
2.6.3.Ani kardiyak ölüm	11
2.6.4.Kronik İskemik Kalp Hastalığı.....	11
2.7. Koroner Arter Hastalığı Tanısında Kullanılan Non-İnvaziv Yöntemler	13
2.8. Koroner Arter Hastalığı Tanısında Kullanılan Nükleer Tıp Yöntemleri.....	14
2.8.1.First Pass Radyonüklid Anjiyografi	14
2.8.2. MUGA (Multigated Acquisition-Radyonüklid Ventrikülografi)	15
2.8.3. Myokard Enfarktüsü Görüntüleme	16

2.8.4. Aterosklerotik Plak Görüntüleme	17
2.8.5. Myokard Perfüzyon Sintigrafisi.....	18
2.9. Miyokard Perfüzyon Sintigrafisinin Klinik Uygulamaları	18
2.10. Miyokard Perfüzyon Sintigrafisinde Kullanılan Radyofarmasötikler	19
2.11. Görüntüleme Tekniği ve Değerlendirme:	21
2.12. FDG Pozitron Emisyon Tomografisi	29
2.13. Nükleer Tıp ve Görüntü Oluşturma	32
2.14. Spect Görüntü Kalitesine Etki Eden Hasta Hareketleri	34
2.14.1. Linogram.....	34
2.14.2. Sinogram.....	35
2.15. Hasta Hareketinin Düzeltilmesi	37
2.16. Nükleer Kameralar.....	39
2.16.1. Solid State Kardiyak Kamera	39
2.16.2. Pozitron Emisyon Tomografi.....	41
2.16.3. Pozitron Emisyon Tomografi/Bilgisayarlı Tomografi.....	42
3. MATERYAL VE METOT.....	45
3.1. Araştırmada Kullanılan Görüntüleme Sistemleri ve Fantomlar	45
3.2. Radyofarmasötik Hazırlanışı	49
3.3. Kardiyak Gama Kamerada Görüntüleme Tekniği	49
3.4. PET/BT Görüntüleme Tekniği.....	50
3.5. İstatistiksel Analiz.....	51
4. BULGULAR.....	52
4.1. Çalışmaların Sınıflandırılması	52
4.1.1. Kardiyak Kameradaki Ortalama Aktivite Dağılım Oranları.....	52
4.1.2. PET/BT Aktivite Dağılımlarının % Oranları.....	54
4.2.2. PET/BT den Alınan Aktivite Dağılımlarının İstatistik Analizi	56
4.3. Çalışmanın Bull's eye Görüntüleri	57
4.3.1. Kardiyak Gama Kameranın Bull's eye Görüntüleri	58
5. TARTIŞMA.....	65

6. SONUÇ VE ÖNERİLER.....	71
KAYNAKLAR	73
EKLER	82
EK-1. Özgeçmiş	83
EK-2. Etik Kurul Onayı	83

TEŞEKKÜR

Bu tez çalışmasının yapılmasına Atatürk Üniversitesi Nükleer Tıp Anabilim Dalı Başkanlığı'na Mayıs 2012'de karar verilmiş ve Atatürk Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü'nden etik kurul onayı alındıktan sonra Gülhane Askeri Tıp Akademisi Nükleer Tıp Anabilim Dalı'nda çalışmaya başlanmıştır.

Tez çalışmam süresince her türlü desteğini, ilgisini ve emeğini esirgemeyen, bilgisi ve tecrübeleriyle eğitimim süresince yardımlarıyla bana destek olan hocalarım GATA Nükleer Tıp Anabilim Dalı Başkanı Prof. Tbp. Tuğa. Mehmet Ali ÖZGÜVEN ve Doç. Dr. A. Özgür Karaçalıoğlu'na; bu çalışmanın gerçekleşmesini mümkün kılan, her konuda değerli yardımlarını, ilgi ve desteğini gördüğüm Atatürk Üniversitesi Nükleer Tıp Anabilim Dalı Başkanı Doç. Dr. Bedri SEVEN ve tez danışmanım Yrd. Doç. Dr. A. Kürşad AYAN'a ve her birinden ayrı destek ve ilgi gördüğüm tüm GATA Nükleer Tıp Anabilim Dalı'nda görevli çalışma arkadaşlarıma sonsuz teşekkürlerimi sunarım.

Bu çalışmaya başlamamda ve çalışmanın devamında beni motive eden, velim, sevgili arkadaşım Lale ÇINAR ile çalışma süreci boyunca sabır gösteren, arkamda olan çok sevgili eşim, kızım ve oğluma teşekkür ederim.

Semra DÖNMEZ

ÖZET

Solid-State Kardiyak Gama Kamera İle Pet/Bt'de Miyokardiyal Perfüzyon Görüntüleme Hareket Artefaktlarının Karşılaştırılması: Fantom Çalışması

Amaç. Bu çalışmanın amacı, kardiyak gama kamera ile PET/BT'de miyokardiyal perfüzyon görüntüleme aksiyel yöndeki hasta hareketlerinden kaynaklanan artefaktların karşılaştırılması, olası hasta hareketlerinin hangi boyutta defekt oluşturabileceğinin bulunması, bu defektlerin toplam çekim süresinin hangi safhasında meydana gelebileceğini ve hangi sistemde yapılan kalp çalışmalarının daha güvenilir olduğunu araştırmaktır.

Materyal ve Metot. Çalışmada *Anthropomorphic* SPECT kalp fantomu iki ayrı kamera sisteminde hasta hareketini simüle etmek için kullanılmıştır. Kalp fantomu her iki sistemde de tek gün protokolünde rest çalışması başladıktan sonra sırasıyla; çekim süresinin başında, ortasında ve sonunda hareketsiz, 4 mm, 12 mm ve 20 mm'lik hareket oluşturularak 10 kez tekrar edildi. Daha sonra her görüntü tek tek analiz edildikten sonra polar harita sonuçları üzerinden istatistiksel analiz yapıldı.

Bulgular. Kardiyak gama kamera sonuçlarında çekim süresinin başında ve sonunda oluşturulan 4 mm, 12 mm ve 20 mm'lik hareketler ile hareketsiz çalışmalar arasında anlamlı fark bulunmadı. Çekim süresinin ortasında oluşturulan hareketler arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulundu ($p < 0.05$). Post hoc analizlerde bu farkın 20 mm hareket oluşturulan grup ile hareketsiz ve 4 mm hareket oluşturulan gruptan kaynaklandığı anlaşılmıştır. PET/BT sisteminde ise çekim süresinin başında ve ortasında oluşturulan, 4 mm, 12 mm ve 20 mm'lik hareketler ile hareketsiz çalışmalar arasında istatistiksel fark bulunmadı. Çekim süresinin sonunda oluşturulan hareketler arasında ise istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulundu. Post hoc analizlerde bu farkın

20 mm (5 piksel) hareket oluşturulan grup ile 12 mm (3 piksel)'lik hareket oluşturulan gruptan kaynaklandığı anlaşılmıştır.

Sonuç.Kardiyak gama kamera ve PET/BT'de yapılan MPS çalışmalarında aksiyel hasta hareketinden kaynaklanan artefaktlarkarşılaştırıldığında, kardiyak gama kameranın PET/BT'ye göre daha duyarlı ve güvenilir olduğu anlaşılmıştır.

Anahtar Kelimeler: *Anthropomorphic Phantom* Miyokard Perfüzyon Sintigrafisi, PET/BT, Solid State Gama Kamera, SPECT

ABSTRACT

The Comparison of Movements Artifacts in Myocardial Perfusion Scanning In Solid-State Cardiac Gamma Camera and PET/CT:Phantom Study

Aim.The aim of this article is to compare the artifacts based on the patient movement while myocardial perfusion scanning with cardiac gamma camera and PET/CT, to determine the size of the defects which patient movement causes, to research at which shooting time phase these defects would occur and in which system the studies are more reliable.

Material and Method.Anthropomorphic SPECT cardiac phantom is used to simulate the movement of the patient in two separate camera systems in this study. As soon as one day protocol rest study was started, cardiac phantom was repeated 10 times in both systems respectively; at the beginning, mid and end of shooting time without motion and 4mm, 12mm and 20mm with motion creating. After analyzing each image one by one, polar map was based on the results of statistical analysis.

Results.According to cardiac gamma camera results; there was no statistical significant difference between 4mm, 12mm and 20mm of movements generated at the beginning and end of study. A statistically significant difference was found between the movements created in the mid of shooting time ($p<0.05$). It was understood in post hoc analysis that; this difference was derived from 20mm group without motion and 4mmgroup with motion. In PET/CT study; there was no statistically significant difference between 4mm, 12mm and 20mm of movements generated at the beginning and mid of study. A statistically significant difference was found between the movements created in the end of shooting time ($p<0.05$). It was understood in post hoc analysis that; this difference was derived from 20 mm group generated motion and 12mm group with motion.

Conclusion.When the artifacts based on axial patient movement in MPS studies in cardiac gamma camera and PET/CT was compared, it was understood that cardiac gamma camera was more sensitive and reliable than PET/CT.

Key Words: *Anthropomorphic Phantom*, Myocardial Perfusion Scintigraphy, PET/CT, Solid State Gama Kamera, SPECT

SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ

ADC	:Analog-dijital çevirici
ANT	:Anterior
BT	:Bilgisayarlı Tomografi
CFR	:Koroner akım (flow) rezervi
CZT	:Kadmiyum çinko tellurid
DM	:Diyabet Mellitus
EF	:Ejeksiyon Fraksiyonu
ECT	:Emory Cardiac Toolbox
FDG	:Florodeoksiglikozu
gSPECT	:gated-Single Photon Emission Computed Tomography
KAH	:Koroner arter hastalığı
KVH	:Kardiyovasküler hastalık
keV	:KiloelektronVolt
LAD	:Sol ön inen arter
LCx	:Sol sirkümfleks arter
LV	:Sol ventrikül
Lp a	:Lipoprotein a
LDL	:Low-density lipoprotein
LAO	:Sol Anterior Oblik
LLAT	:Sol Lateral
LOR	:Line of responce
MPS	:Myokard perfüzyon sintigrafisinin
MUGA	:Multi-gated analiz
MBq	:Mega Becquerel

mCi	:Milicurie
MIBI	:Metoxyisobutylisonitrile
MI	:Miyokard infarktüsü
PET/BT	:Pozitron Emisyon Tomografisi/ bilgisayarlı tomografi
PDA	:Patent duktus arteriozusu
QGS	:Quantitative Gated SPECT
RCA	:Sağ Koroner Arter
RNA	:First Pass Radyonüklid Anjiografi
SPECT	:Single Photon Emission Computed Tomography
Tc-99m	:Teknesyum-99m
Tl-201	:Thallium-201
TOF	:Time of Flight

TABLULAR DİZİNİ

<u>Tablo No</u>	<u>Sayfa No</u>
Tablo 2.1. Radyonüklid bozunum özellikleri.....	30
Tablo 3.1. Çekim Sayısı	51
Tablo 4.1. Çekim başındaki aktivite dağılımları	52
Tablo 4.2. Çekim ortasındaki aktivite dağılımları.....	53
Tablo 4.3. Çekim sonundaki aktivite dağılımları	53
Tablo 4.4. Çekim başındaki aktivite dağılımları	54
Tablo 4.5. Çekim ortasındaki aktivite dağılımları.....	54
Tablo 4.6. Çekim sonundaki aktivite dağılımları	55
Tablo 4.7. KardiyakGama Kamera'nın Toplam görüntülerin istatistiksel analizi	55
Tablo 4.8. PET/BT nin toplam görüntülerin istatistiksel analizi.....	56

ŞEKİLLER DİZİNİ

<u>Şekil No</u>	<u>Sayfa No</u>
Şekil 2.1. Kalbin anatomisi	3
Şekil 2.2. Koroner arterlerin anatomisi	4
Şekil 2.3. 17 ve 20 segment modelleri	24
Şekil 2.4. Görüntüleme sisteminin çalışma prensibi	33
Şekil 2.5. Linogramın elde edilişi.	35
Şekil 2.6. Sinogramın elde edilişi.	36
Şekil 2.7. Lineer interpolasyon tekniği.	38
Şekil 2.8. Çapraz korelasyon fonksiyonu.....	38
Şekil 2.9. Kardiyak gama kamera dedektör dizilimi.....	40
Şekil 2.10. Annihilasyon olayı.....	42
Şekil 3.1. Discovery 690 PET/CT.....	45
Şekil 3.3. Discovery 530c Kardiyak Gama Kamera	45
Şekil 3.2. Dedektör içine dairesel dizilmiş kristal paketleri.....	45
Şekil 3.4. Solid State Kardiyak Kamera pinhol kolimatör dizilimi	47
Şekil 3.5. Anthropomorphic SPECT Phantom	48
Şekil 3.6. Cardiac Insert	48
Şekil 4.1. Çalışmanın Başında Bull's eye görüntüleri	58
Şekil 4.2. Çalışmanın Ortasında Bull's eye görüntüleri.....	59
Şekil 4.3. Çalışmanın Sonunda Bull's eye görüntüleri	60

Şekil 4.4.	Çalışmanın Başında Bull's eye görüntüleri	62
Şekil 4.5.	Çalışmanın Ortasında Bull's eye görüntüleri.....	63
Şekil 4.6.	Çalışmanın Sonunda Bull's eye görüntüleri	64

1.GİRİŞ

Gelişmiş ve gelişmekte olan ülkelerin çoğunda en sık ölüm nedeni kardiyovasküler hastalıklardır. Miyokard perfüzyon sintigrafisi (MPS) koroner arter hastalığı tanı ve prognoz belirlenmesinde, viabilite tanımlanmasında ve revaskülarizasyon sonrası iyileşmenin değerlendirilmesinde günümüzde nükleer kardiyolojide en sık uygulanan işlemdir.

Bu grupta en sık karşılaşılan koroner arter hastalığıdır. Koroner arter hastalığında koroner arter darlığına bağlı kan akımında azalma miyokard perfüzyonunda bozulmaya neden olmaktadır. Koroner arter hastalığında damar lümenindeki darlık %90'a ulaşana kadar istirahat halinde bölgesel kan akımı etkilenmeyebilir.¹ Bununla birlikte subkritik darlık varlığında egzersiz sırasında maksimum kan akımı sağlanamayabilir. Koroner arter hastalığının ilerlemesi ile ventrikül duvar hareketlerinde bozulma ve diyastolik ve sistolik fonksiyon bozukluğu ortaya çıkmaktadır. Bu nedenle koroner arter hastalığından şüphelenilen hastalarda iskeminin erken saptanması önemlidir.^{2,3} Günümüzde miyokard perfüzyonunun değerlendirilmesinde en sık kullanılan yöntem doğruluğu yüksek ve girişimsel olmayan bir yöntem olan miyokard perfüzyon sintigrafisidir (MPS).

Nükleer Tıp tetkiklerinden Miyokardiyal Perfüzyon SPECT çalışmalarının görüntü toplama işlemi birçok sistemde uzun sürelerde gerçekleşmekte olduğundan, görüntüleme süresi boyunca görüntü kalitesinin bozulmaması için hasta hareket etmeden yatmak zorunda olması bu çalışmaları zorlaştırmaktadır. Miyokardiyal perfüzyon SPECT çalışmalarında stres testi sonrasında hastada yorgunluk, artrit ve halsizlik gibi sebepler veya yeni geçirilmiş cerrahi müdahale veya hastalarda spor alışkanlığının genel eksikliğinden, kolların pozisyonundan kaynaklanan ağrıların olması gibi sebeplerden hasta hareketi söz konusudur ve bu Miyokardiyal perfüzyon SPECT

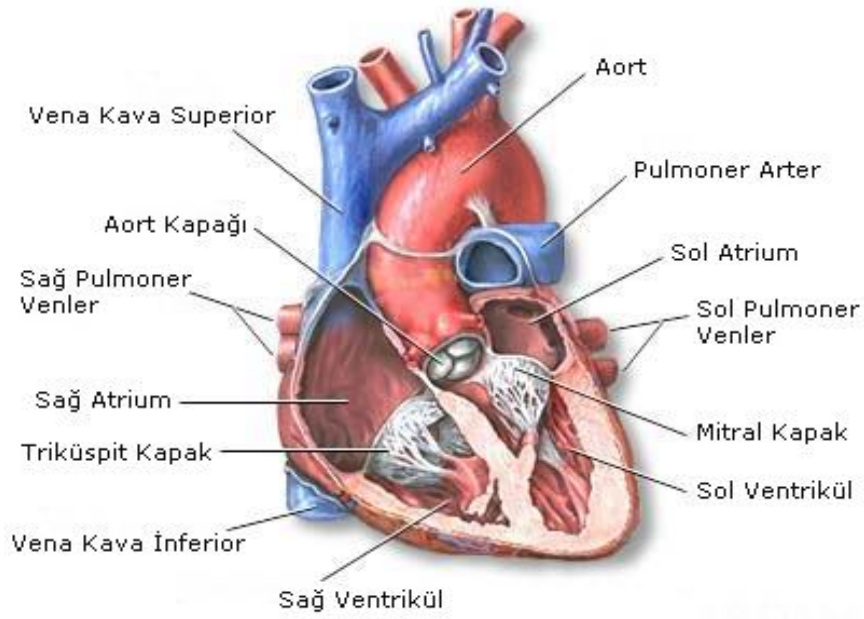
alışmalarında koroner arter hastalığını taklit eden artefaktlara sebep olabileceğinden önemli bir sorundur.

Bu çalışmada amaç; kardiyak gama kamera ve PET/BT sistemlerinde alınan miyokardiyal perfüzyon sintigrafisinde hastadan kaynaklanan olası fizyolojik hareketlerin hangi boyutta defekt oluşturabileceğini, bu defektlerin toplam çekim süresinin hangi safhasında meydana gelebileceğini ve hangi sistemde yapılan miyokardiyal perfüzyon sintigrafisinin daha güvenilir olduğunu araştırmaktır.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. Kalbin Anatomisi

Kalp göğüs boşluğu içerisinde komşu organların fonksiyonlarını engellemeden kasılıp gevşeyerek akciğerlere ve vücudun diğer organlarına canlılıkları için kan pompalayan, dolaşım sisteminin temel organıdır. Kalp vertikal septa ile dört odacığa ayrılmıştır. Sağ, sol ventrikül ve sağ, sol atriyum. Ortalama duvar kalınlığı sol ventrikül için 1.1–1.4 cm, sağ ventrikül için 0.5–0.35 cm'dir.⁴ Ortalama sol ventrikül diyastol sonu hacmi 150 ml, sağ ventrikül diyastol sonu hacmi 165 ml'dir. Sağ atriyumun diyastol sonu hacmi 57 ml, sol atriyumun ise 50 ml'dir. Sağ ventrikülün ejeksiyon fraksiyonu %45–60, sol ventrikülün ejeksiyon fraksiyonu %50-65'tir.⁵ Kalbin duvarı içten dışa doğru endocardium, myocardium, pericardium olarak isimlendirilen 3 tabakadan oluşur. Myokardium kalbin en kalın tabakası olup kas yapısıdır.⁶ Kalbin ağırlık ve boyutları kişiye göre değişmekle birlikte ortalama ağırlığı erkeklerde 280-340 gram, kadınlarda 230-280 gram, ortalama uzunluğu 12 cm, genişliği 9 cm ve kalınlığı 6 cm'dir. Hacmi 250-350 cm³ kadardır. Günde ortalama 3784 litre kan pompalamaktadır.⁴



Şekil 2.1. Kalbin anatomisi

2.2. Koroner Arterler

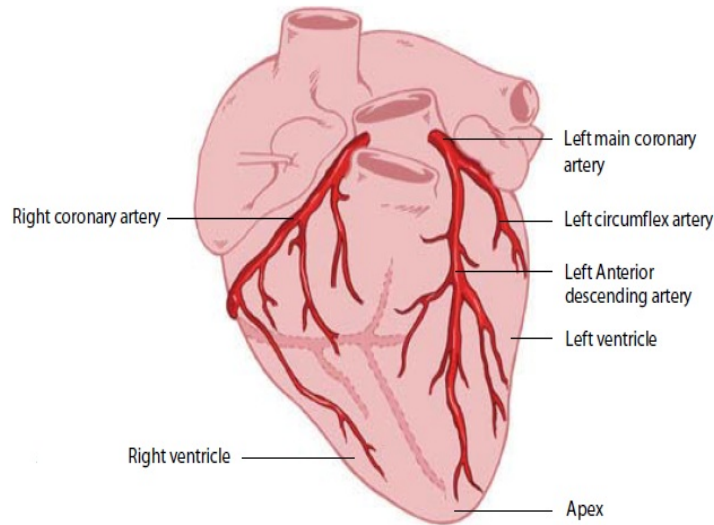
Kalbin pompaladığı kanın %5-10'u kalp duvarının beslenmesinde kullanılır. Kalbin arter sistemi sağ ve sol koroner arterlerden oluşur.⁷ Bir koroner arter tarafından beslenen miyokard dokusu değişkendir ve kollateral dolaşımdan etkilenir. Ayrıca konjenital değişiklikler ve başka faktörlerden de etkilenebilir. Koroner arter dominantlığı patent duktus arteriozusu (PDA) hangi koroner arterin beslediğine bağlı olarak değişir. Koroner arterlerin beslediği kalp duvarları;

Sol ön inen arter (LAD); Septumun bazal yarısı, sol anterior duvar, sol ventrikül apeksi, sol ventrikülün posterior apikal kısmını,

Sol sirkümfleks arter (LCx); Sol ventrikül lateral duvarını,

Sağ Koroner Arter (RCA); Sağ ventrikülün anterior, lateral, posterior duvarları, septumun apikal yarısı, sol ventrikülün posterior duvarı, bazal ventriküler septumu beslemektedir.

Koroner arterlerle kalp duvarına giren kanın 2/3'ü koroner arterlere eşlik eden venlerle sinüs coronarius, sağ atriuma döner. 1/3'lük bölümü ise doğrudan kalp boşluklarına döner.



Şekil 2.2. Koroner arterlerin anatomisi

2.3. Koroner Dolaşım Fizyolojisi

İstirahat halindeki insanlarda koroner kan akımı yaklaşık 225 ml, yani kalp kasının bir gramı için 0.7–0.8 ml ya da total kalp debisinin %4–5'i kadardır. Ağır egzersizde kalp debisi 4–6 katına çıkarak kanı normalden daha yüksek bir arteryel basınca karşı pompalar. Bu da kalbin yaptığı işi 6-8 kat artırır. Koroner kan akımı ise 3–4 kat artar.⁸ Koroner dolaşım kardiyak fonksiyonunu sağlanması için kalbe oksijen ve besin sunar ve bu sayede vücudun geri kalanının kanla beslenmesini sağlar. Koroner kan akımını saptayan en önemli faktör oksijen tüketimidir. Miyokardın oksijen tüketimi kalbin yaptığı iş ile orantılıdır; iş yükü artıkça koroner kan akımı artar. Miyokardiyal oksijen sunumu ve gereksinimi arasındaki dengesizlik kontraktıl disfonksiyon, aritmiler, infarktüs ve olası ölümle ilişkili olan miyokardiyal iskemiye yol açar.⁹

2.4. Miyokard İskemisinin Patofizyolojisi

Miyokard iskemisi, miyokardın metabolik ihtiyacı için yeterli miktarda kanlanmanın olmamasıdır. İskemide hem metabolizma ürünleri uzaklaştırılmaz hem de gerekli oksijen ve metabolik substratlar taşınmaz. Oluşan miyokardiyal hipoksi ve anaerobik metabolizma iskemisinin temel özelliklerindedir. Miyokard iskemisi aterosklerotik koroner arter hastalığının başlıca sonuçlarından biridir ve koroner arter hastalığı ile ilişkili çeşitli hastalık tablolarına yol açar. Miyokardiyal iskemi, aterosklerotik bir plak ve buna bağlı koroner darlık sonucu koroner akım rezervinde azalma ile olabildiği gibi, koroner vazokonstrüksiyon veya endotel disfonksiyonuna bağlı olarak mikrodolaşımında vazodilatatör kapasitenin azalması sonucunda da oluşabilir. İskemi gelişmesinin ardından, sırayla miyokard duvar hareket bozukluğu, sol ventrikül (LV) diyastolik disfonksiyonu, sol ventrikül sistolik disfonksiyonu ve kalp yetmezliği meydana gelmektedir.¹⁰

2.5. Koroner Arter Hastalığı

Koroner arter hastalığı (KAH), aterosklerotik ve non-aterosklerotik nedenlerle oluşan, tutulan arterin beslediği myokard alanında iskemiyle karakterize, ani ölüm, stabil veya unstabil anjina pectoris, akut miyokard enfarktüsü, ritim-ileti bozukluğu ve benzeri klinik bulguları olan, tüm dünyada en önemli mortalite ve morbidite nedeni olmaya devam eden bir hastalıktır. İskemik kalp hastalığı olarak da adlandırılır. Sol ventrikül disfonksiyonun 2/3'sinin nedeni KAH'tır. Gelişmiş ülkelerde sağlığı geliştirme, koruma ve tedavi yöntemlerindeki gelişmelere bağlı olarak son yıllarda KAH'na bağlı ölüm oranında bir azalma olmasına rağmen hâlâ en önemli hastalık ve ölüm nedenidir.¹¹

2.5.1. Koroner Arter Hastalığı Risk Faktörleri

Sağlıklı bireylerde yapılan epidemiolojik çalışmalarda, ileride kardiovasküler hastalığın ortaya çıkması ile ilgili olduğu düşünülen bazı özellikler söz konusudur. Bu özellikleri tanımlamak için risk faktörü kavramı kullanılmaktadır. Risk faktörlerinin tanımlanması ve bunların tedavisi asemptomatik kişilerde koroner kalp hastalığının önlenmesi (primer koruma) ve koroner kalp hastalığı belirlenmiş kişilerde tekrarlayan olayların önlenmesi (sekonder korunma) için gereklidir. Bu risk faktörleri değiştirilebilen (hiperkolesterolemi, hipertansiyon, sigara içiciliği, diabetes mellitus, obezite ve düşük HDL düzeyi) ve değiştirilemeyen (kişisel özellikler olan cinsiyet, yaş, ailesel veya kişisel olarak erken dönemde kardiyovasküler hastalığın (KVH) görülmesi) olarak sayılabilir.¹² Bu risk faktörlerine ilaveten günümüzde koroner arter hastalığına yol açtığı bilinen bazı faktörler tanımlanmıştır. Bu faktörler infeksiyöz ajanlar, artmış fibrinojen seviyesi, trigliserid, inflamasyon belirteçleri, homosistein, oksidatif stres ve Lipoprotein a (Lp a) düzeyleri olarak tanımlanabilir.

2.5.1.1. Değiştirilemeyen risk faktörleri.

Değiştirilemeyen risk faktörleri aşağıda açıklanmıştır.

Yaş

Erkeklerde 45 yaş, kadınlarda 55 yaşın üştü KAH için major bir risk faktörüdür. Yaşlanmayla birlikte KAH'ın mortalitesi de giderek artmaktadır. Diğer risk faktörlerinde olduğu gibi yaşın da KAH riskine katkısı kolesterol düzeylerine bağlıdır.¹³

Cinsiyet

Erkeklerde koroner kalp hastalığı prevalansı daha yüksektir. Erkeklerde genelde prevalans %4,0 iken kadınlarda %3,8'dir.¹⁴ Erkeklerin üçte birinde, kadınların ise dörtte birinde yaşamları boyunca KAH gelişme riski vardır. Erkeklerde KAH kadınlardan yaklaşık 10-15 yıl önce başlar.¹⁵

Aile Hikayesi

Birçok prospektif çalışma, ailede birinci derecede yakınlarında erken başlangıçlı KAH hikayesi olması ile KAH arasında ilişki bulmuştur.¹⁶ Koroner arter hastalığı için en güçlü aile hikayesi, birinci derece bir yakında erken yaşta KAH olmasıdır. 55 yaşından önce erkek bir yakında veya 65 yaşından önce kadın bir yakında KAH bulunması pozitif aile hikayesi olarak kabul edilse de, erken yaşta KAH'na sahip olan yakın sayısı arttıkça veya KAH yaşı azaldıkça tahmin edici değer artar.¹⁷

Siyah Irk

Siyah ırkta KAH görülme prevalansının beyazlara göre daha yüksek olduğu bulunmuştur. Kuzey Karolina'da 1986–1994 tarihleri arasında 5 merkezde yürütölen 65 yaş üştü 4136 erkek ve kadını kapsayan kohort çalışmasında, 65–80 yaşlarında koroner kalp hastalığına bağlı ölüm hızı siyah ırkta beyazlara göre daha yüksek olarak bulunmuştur. Fakat siyah ırkta, 80 yaş üstünde mortalite hızının anlamlı olarak azaldığı saptanmıştır.¹⁸

2.5.1.2. Değiştirilebilen (önlenebilir) risk faktörleri

Değiştirilebilen risk faktörleri aşağıda açıklanmıştır.

Dislipidemiler

Total ve LDL kolesterolün yüksek olması, HDL kolesterolün düşük olması KAH için bağımsız risk faktörüdür. Total kolesterol ve LDL kolesterol düzeyi ne kadar yüksekse KAH riski o kadar fazla, ne kadar düşükse KAH görölme riski o kadar azdır. HDL kolesterol düzeyleri ile KAH görölme riski arasında ters bir ilişki vardır. HDL kolesterolün 65 mg/dl'nin üzerinde olması KAH gelişimi için negatif bir risk faktörü olarak kabul edilmektedir.¹⁹

Hipertansiyon

Hipertansiyon koroner kalp hastalığı için çok önemli bir risk faktörüdür. Bütün aterosklerotik kardiyovasküler olayların %35'inden hipertansiyon sorumludur. Koroner kalp hastalığı, hipertansiflerde normotansiflere göre 2-3 kat daha fazladır. Sistemik hipertansiyon kolesterole bağımlı olarak ateroskleroza hızlandırmakla beraber KAH için bağımsız major risk faktörüdür. Hem yüksek riskli hem de düşük riskli toplumlarda KAH'a bağlı ölümlerin 1,5–2 kat arttırmasına sebep olur.²⁰ Hipertansiyon, kadın ve erkekte, akut miyokard infarktüsü riskini 2-3 misli arttırmaktadır.²¹

Sigara

En önemli önlenebilir risk faktörlerinden biri olan sigara, ülkemizdeki yaygın kullanımı nedeniyle özel bir önem taşımaktadır. TEKHARF çalışmasına göre Türk erkeklerinin %60'ı, kadınlarının %20'si sigara kullanmaktadır.²² Hem yüksek riskli hem de düşük riskli toplumlarda ateroskleroz ile ilgili klinik durumlarda major risk faktörüdür. Sigaranın tek başına aterojen etkisi yoktur, aterojenik etkisini kolesterol bağımlı olarak gösterir.²³

Hiperlipidemi

Dünyada yüksek kolesterol düzeyleri KAH'larının 56%'sından, inme vakalarının ise 18%'inden sorumludur. Bu da yıllık 4.4 milyona varan ölüm sebebidir. Total ve LDL kolesterolün yüksek olması, HDL kolesterolün düşük olması KAH için bağımsız risk faktörüdür. Kentsel yaşam alanlarında kırsal alanlara göre total ve LDL kolesterol seviyelerinde artışa rastlanmaktadır. Bunun da en büyük nedeni beslenme alışkanlığındaki değişikliklerdir.²⁴ LDL ve total kolesterol seviyesini azaltmanın KAH, MI ve KVH'lara bağlı ölüm riskini azalttığı yapılan çalışmalarla gösterilmiştir.²⁵

Fiziksel inaktivite

Günümüzde, özellikle gelişmiş ülkelerde, fiziksel aktivite gerektiren işlerden sedanter yaşam şekline (özellikle ofis tabanlı işler) geçişin artması ile KAH sıklığında ciddi bir artış olmuştur. Egzersizin kardiyoprotektif yararları; vücut yağ dokusunu, kan basıncını ve lipid seviyesini azaltmak, insülin sensitivitesini arttırmak ve endotel disfonksiyonunu düzeltmek olarak sıralanabilir.²⁶ Yeni klavuzlarda, haftada en az 5 gün 30'ar dk'lık hafif egzersizin veya 3 gün 20'ser dk.lık ağır egzersizin KVH riskini %30 azalttığı gösterilmiştir.²⁷

Diyabet Mellitus (DM)

Diabetes mellitus, kardiovasküler hastalıkların gelişiminde rolü büyük olan bağımsız bir risk faktörüdür. Yeni kılavuzlarda kardiovasküler risk açısından diyabet, koroner arter hastalığı ile eşdeğer kabul edilmektedir.²⁸ Diyabetik olgularda ateroskleroz daha sık ve erken yaşta görülmektedir. Koroner arter hastalığı sıklığı diyabetik erkeklerde 2, diyabetik kadınlarda 4 kat fazladır.²⁹

Diyet ve Obezite

Dünya Sağlık Örgütü'nün son raporuna göre dünyada 1.3 milyar obez bulunmakta, bunlardan 115 milyonu obeziteye bağlı problemlerle (KAH, DM, HT,

dislipidemi) savaşımaktadırlar. Obezite KAH için önemli bir risk faktörüdür. 20 yaş üzeri erişkinlerin %23'i fazla kilolu (BMI>25), %10'u ise obezdir (BMI>30). Günümüzdeki obezite insidansındaki artışın başlıca nedenleri; diyetdeki değişiklikler, fiziksel inaktivite ve kentsel yaşama geçiş olarak sıralanabilir. Özellikle aterojenik trans yağ asitleri içeren doymuş hayvansal yağlardan zengin beslenme, yüksek kalorili gıdalar ve yüksek glikoz içerikli içeceklerin tüketimi obezite, Tip-2 DM ve KAH için risk teşkil etmektedir.³⁰

2.5.1.3. Yeni risk faktörleri

Yeni risk faktörleri Metabolik sendrom, Yaşam tarzı, Artmış fibrinojen seviyesi, Renal yetersizlik, İnflamasyon belirteçleri, Hiperhomosisteinemi, Oksidatif stres, Lipoprotein (a), İnfeksiyöz ajanlar olarak belirlenmiştir.

2.6. Koroner Arter Hastalığının Klinik Göstergesi

KAH 4 şekilde ortaya çıkar:

2.6.1. Anjina Pektoris

Myokardial iskeminin en sık klinik prezentasyonudur. Myokardial iskemi, koroner kan akımının myokardın oksijen ihtiyacını karşılayamaması sonucunda oluşur.³¹

Stabil anjina pektoris: Egzersizle ya da emosyonel stresle gelen, retrosternal, baskı karakterinde, 1–5 dk süren, sol kola, sırta, çeneye yayılan kreşendo-dekreşendo karakterindeki, istirahat veya nitrogliserinle geçengöğüs ağrısıdır. Yavaş ve progresif büyüyen koroner stenoza neden olmasına rağmen halen koroner kan akımı korunmuştur.

Unstabil anjina pektoris: Son iki ayda ortaya çıkan, günde üçten fazla olan, en az 30 dk süren, nitrogliserin tablete yanıt vermeyen, istirahat sırasında da ortaya çıkan göğüs ağrısıdır ya da var olan anginanın şiddetinin, karakterinin, süresinin artmasıdır. Plak rüptürü veya trombozu sonucunda ortaya çıkar.

Prinzmetal variant anjina: Epikardiyal koroner arterlerin fokal olarak spazma uğraması sonucu ortaya çıkan unstabil anjina formudur. Çoğunlukla istirahat esnasında ortaya çıkar. Spazm esnasında ST elevasyonları ile karakterizedir.³²

2.6.2.Miyokard infarktüsü (MI)

Uzamış iskemiye sekonder kalp kasının irreversible nekrozudur. Myokardın bir bölümünü besleyen kan akımının akut olarak azalması sonucu oluşur. Sıkıştırıcı karakterde, retrosternal bölgede, kola, sırtta yayılan, az sayıdaki hastada epigastrik bölgede hissedilen ani başlangıçlı göğüs ağrısına neden olur. Aterosklerotik plak rüptürü veya erozyonu koroner arterin komplet tombozuna neden olur. Doku hipoksisine ek olarak; aritmiler, sistolik ve diastolik disfonksiyon, perikardit, bölgesel duvar hareket bozukluğu (hipo/akinezi), infarkt alanının genişlemesi, ventriküler anevrizma ve rüptür MI'ın olası komplikasyonlarıdır.³³

2.6.3.Ani kardiyak ölüm

Daha önceye ait ölümcül bir hastalığı olmayan birinde, kardiyak sebeplere bağlı olarak gelişen ve şikayetlerin başlamasıyla kısa süre içinde (genellikle 1-2 saat içinde) oluşan ölüme ani kardiyak ölüm denilmektedir. 40 yaşın üstündeki olgularda en sık neden aterosklerotik koroner kalp hastalığı etken iken; 1-40 yaş arasında en sık neden hipertrofik kardiyomyopati, sol ventrikül hipertrofisi, konjenital kalp hastalıkları, romatizmal kalp hastalıkları, myokardittir. Aritmiler de ani kardiyak ölümün en önemli nedenlerindedir. Sıklıkla uzun süreli ventriküler taşikardi ya da ventriküler fibrilasyon ani kardiyak ölüme neden olur.³⁴

2.6.4.Kronik İskemik Kalp Hastalığı

Myokardial iskemiye belirleyen 3 faktör vardır: Koroner arter stenozuna bağlı koroner kan akımında azalma, kanın oksijen taşıma kapasitesinin azalması ve miyokardın oksijen ihtiyacında artmadır.

Koroner arter stenozunun en sık nedeni aterosklerozdur. En az bir koroner arterin atherom plağı ile daralmasından sonra, duygusal ya da fiziksel egzersizle myokardın artan oksijen ihtiyacının sağlanamamasına bağı gelişen iskeminin neden olduğu, dinlenme ya da nitrogliserin ile geçen tipik stabil anjinaya **kronik iskemik kalp hastalığı** denir. Öykü, fizik muayene, EKG ve anjinanın niteliğı ile diğer risk faktörleri kullanılarak bu olgular, düşük, orta ve yüksek olmak üzere risk gruplarına ayrılır.³⁵

Koroner arterlerin kalbin artan metabolik ihtiyacına bağı koroner kan akımını artırma kabiliyetine **koroner akım (flow) rezervi (CFR)** denir. Sağlıklı bir yetişkinde, koroner arterlerin tam dilatasyonu sonucu oluşan maksimum CFR istirahattekinin yaklaşık 4-6 katıdır. Aterosklerotik koroner arterde ise myokardın ihtiyacına yanıt olarak CFR artamaz ve iskemi oluşur.³⁶ İskemik süreç sonrası reperfüze myokardiyumun, kan akımı, fonksiyonu, metabolizması ve morfolojisi incelendiğinde üç fenomen tanımlanmıştır:

Hibernasyon: Kronik iskemiyeye bağı canlı myokard dokusundaki azalmış kontraktıl fonksiyon olup reperfüzyon ile düzelen bir durumdur. Myokard iskemisinde ortaya çıkan ilk yanıtlardan biri, yapısal ve fonksiyonel bütünlüğün korunması için metabolik uyumdur. Çünkü kronik iskemi, oksijen sunumunu, myokard dokusunda mitokondriyal oksidatif metabolizmayı ve enerji stoklarını azaltır. Bu koşullarda myokard metabolizması, anaerobik glikolizise kayar. Kronik hipoperfüzyonun neden olduğu bu metabolik dönüşüm sürecindeki kontraktılite azalmasına “hibernasyon-kış uykusu” denmiştir. Böylece myokard apoptozis ya da nekroz ile hücre ölümünden korunmuş olur.

“Stunning-sersemleme”: Uzamış iskemi sonrası devam eden kontraktıl disfonksiyon olup kendiliğinden düzelen bir durumdur. Egzersiz testi sonrası kısa süreli iskemik ataklar, PTCA, stabil olmayan anjina, stresin tetiklediğı iskemi, tromboliz ve

kardiyopulmoner bypass sonrası izlenir. Fiziopatolojisinde ise, serbest oksijen radikalleri, kalsiyum dengesindeki düzensizlikler ve kontraktıl protein yapısındaki değişiklikler rol oynar.

İskemik “preconditioning”: Birden fazla kısa süreli iskemi-reperfüzyon atağı sonrası, uzun süreli iskeminin neden olacağı myokard infarktüsündeki gecikme olarak tanımlanır. Kısa iskemi periyotları, uzamış sol ventrikül disfonksiyonu ve hatta kalp yetmezliğine neden olurken, çok daha kısa iskemi periyotları ise aksine kalbi koruyucu bir rol oynar. Deney hayvanlarında, reperfüzyonun izlediği 5 dakika gibi kısa iskemik dönemlerin, daha uzun süre devam eden koroner arter tıkanmalarındaki myokard nekroz miktarını azalttığı saptanmıştır. Tanı ve tedavi esnasında koroner arterde tekrarlayan katater balon şişirmeleri, giderek daha az göğüs ağrısına, ST segment yükselmesine ve laktat üretilmesine neden olmaktadır. Adenozin, adenozin reseptörleri, protein kinaz-C'nin epsilon izoformu, ATP bağımlı potasyum kanalları gibi mediyatörler ve ikincil haberci yolaklarındaki değişikliklerin bu fenomenin fiziopatolojisinde rol oynadığı düşünülmektedir.³⁷

Stunning, myokard hasarının geri dönüşümlü bir belirtisi iken, hibernasyon ve “preconditioning” iskemiye karşı endojen korunma formlarıdır. Bunlar içinde kronik iskemi zemininde gelişen ve kontraktıl disfonksiyona neden olup olgularda morbidite ve mortaliteyi arttıran hibernasyonun tanı ve tedavisi ayrı bir yer tutar. Hibernasyonun kalıcı, irreversible hasardan veya skar dokusundan ayrımının yapılması hayati önem taşır. Çünkü revaskülarizasyon ile geri dönüşümlü bir durumdur.^{38,37}

2.7. Koroner Arter Hastalığı Tanısında Kullanılan Non-İnvaziv Yöntemler

- Elektrokardiografi (EKG)
- Egzersiz Stres Testi veya Eforlu EKG
- Ekokardiyografi (EKO)

- Bilgisayarlı Tomografi (BT)
- Manyetik Rezonans Anjiyografi (MRA)
- Koroner Anjiyografi (KAG)

2.8. Koroner Arter Hastalığı Tanısında Kullanılan Nükleer Tıp Yöntemleri

Nükleer Kardiyoloji disiplini, 1970'li yılların ortalarında Thallium-201 (Tl-201) myokard perfüzyon sintigrafisinin (MPS) egzersiz elektrokardiyografiye (EKG) yardımcı yöntem olarak girmesiyle başladı. Tl-201 düşük enerjisi ve uzun yarı ömrüne rağmen 1990'lı yıllarda Tc-99m ile işaretli perfüzyon ajanları klinik rutine girinceye kadar en çok tercih edilen radyonüklid oldu. 1982 yılında siklotronda (N-13) amonyak ve 1986'da jeneratörde Rubidyum-82 ilk pozitron emisyon tomografi (PET) perfüzyon ajanı olarak üretilmiştir. Böylece MPS, PET ile de yapılmaya başlandı. Radyofarmasötiklerdeki bu gelişmelere paralel olarak kamera teknolojisi de ilerledi. İlk yıllarda planar olarak yapılan görüntüleme yöntemi bugün gated-single photon emission computed tomography (gSPECT) olarak devam ederken, bilgisayarlı tomografi (BT) ile kombine edilmiş yeni kuşak melez görüntüleme cihazı olan gSPECT/BT klinik kullanıma girmiştir. Böylece koroner arterin anatomik yapısını, kalsiyum içeriğini, neden olduğu perfüzyon defektinini genişliği ve şiddeti ile duvar hareket bozukluklarını tek oturumda görüntülemek artık mümkündür. Paralel olarak gelişen PET-BT teknolojisi ve PET radyofarmasötikleri ile damar anatomisine ilaveten myokardın başta glukoz olmak üzere metabolizmasını görüntülemek, artık günlük tanısal çalışmanın bir parçasıdır. Ancak, Nükleer Tıp Kliniği günlük rutininde, iskemik kalp hastalıklarının değerlendirilmesinde en çok kullanılan yöntemin MPS olduğu unutulmamalıdır.

2.8.1. First Pass Radyonüklid Anjiyografi (RNA)

RNA ilk nükleer kardiyoloji uygulamalarından biri olup radyofarmasötik bolusun kalp boşluklarından ilk geçiş anlarını hızlı dinamik görüntüler (20-

100görüntüleme/saniye) ile değerlendirildiği birinci kısım ve işaretli eritrositler ile kalp boşluklarının nispeten durağan koşullarda incelendiği dengelenmiş görüntüleme olmak üzere iki kısımdan oluşur. Dengelenmiş kısım, EKG'de "R" dalgalarının tetiklemesi ile (EKG-gated) tam bir kalp siklusu olan iki "R" dalgası arasının belirli aralıklarda bölünmesi (16-64) ile elde edilir ve buna **multi-gated analiz (MUGA)** denir. Test dinlenme ve egzersiz koşullarında yapılabilir. Çalışmada genellikle Tc-99m işaretli eritrositler kullanılır. Çalışmanın kalitesi açısından bolusun kalitesi önemlidir. Görüntüleme sağ anterior oblik, anterior ve sol anterior oblik açılardan birinde planar tarzda yapılır. Son yıllarda dengelenmiş kısımda SPECT görüntüleme yapan ve görüntüleri değerlendiren yazılımlar başarı ile kullanılmaktadır. Böylece sağ ve sol ventrikül ejeksiyon fraksiyonlarını, sol ventrikül hacimlerini ve sol ventrikül duvar hareketlerini değerlendirmek mümkün olmaktadır. Egzersiz radyonüklid anjiyografi, koroner hastalığı bulunan olguların prognoz belirlenmesinde kullanılan ilk yaygın testtir. Üç damar hastalığı veya sol ana koroner arter hastalığı olanlarda ejeksiyon fraksiyonunda egzersiz ile yeterince artış saptanmaz ve duvar hareketlerinde bozukluk izlenir. Egzersizle ejeksiyon fraksiyonundaki %10'luk bir azalma yaygın koroner arter hastalığının bir göstergesidir. Kardiyak mortalitenin en önemli radyonüklid anjiyografik parametresi egzersiz ile elde edilen sol ventrikül ejeksiyon fraksiyonu'dur.^{39,40}

2.8.2. MUGA (Multigated Acquisition-Radyonüklid Ventrikülografi)

Sol ventrikül fonksiyonlarını değerlendirmede sık kullanılan ve altın standart kabul edilen bir yöntemdir. Kan havuzu fazında kalbin sistol ve diyastol sırasındaki değişikliklerini inceleyerek sol ventrikül ejeksiyon fraksiyonu, ventrikül büyüklüğü, duvar hareketleri ile ilgili bilgiler verir. Erişkin hasta için sıklıkla uygulanan yöntem,in vivo, modifiye in vitro veyain vitro teknikler kullanılarak, otolog eritrositlerin 555-1110

MBq (15-30 mCi) Tc99m ile işaretlenmesidir. İşaretleme etkinliği in vivo teknikte en az, modifiye in vitro teknikte orta, in vitro teknikte ise en yüksektir.⁴¹

İstirahat ve egzersiz sonrası uygulanabilir. Kardiyak siklus 16 frame'e ayrılır. Her frame'de 1-60 ms süreyle kardiyak kan havuzu aktivitesi sayılır. 3 planar imajdan (LAO, ANT, LLAT) 200-800 kardiyak atım boyunca alınan görüntüler birleştirilerek MUGA çalışması elde edilir. Sağ ve sol ventrikül ayrımı en iyi LAO pozisyonunda yapılır. Elde edilen görüntülerdeki ortalama sayımlar esas alınarak bilgisayar aracılığıyla volüm eğrileri oluşturulur ve EF değeri bu eğriler yardımı ile hesaplanır. Duvar hareket bozuklukları da bu yöntemle; hipokinezi (azalmış hareket), akinezi (hareketsizlik) ve diskinezi (paradoks hareket) olarak değerlendirilir ve genelde hipokinezi ve akinezi skarı gösterirken diskinezi ve nadiren akinezi anevrizmaya işaret eder. KAH tanısında kullanımı İlk Geçiş Radyonüklid Anjiyografide olduğu gibi, LVEF değerlendirmesi esasına dayanır. Ancak MUGA ile daha yüksek sayım dansitesi elde edilir, çözünürlük daha iyidir.⁴²

2.8.3. Myokard Enfarktüsü Görüntüleme

Tc-99m Pirofosfat: Normalde kemik görüntüleme ajanı olup, infarkt bölgesindeki dejenere olmuş myofibrillerin mitokondrilerinde biriken kalsiyum nedeniyle tutulum gösterir. İnfarkt bölgesine yeniden kanalize olmuş damarlar ya da kollateral damarlar ile ulaşır ve tutulum infarkt sonrası 1-3 günde en yüksek orandadır. Akımın olmadığı infarkt merkezinde belirgin tutulum izlenmezken koroner akımın azaldığı infarkt çevresinde belirgin aktivite tutulumu gözlenir. Bu "doughnut" halka etkisi, infarkt boyutunun olduğundan büyük izlenmesine neden olur. Testin duyarlılığı anterior transmural infarktlarda en yüksektir (%85). Bu oran küçük infarktlarda, inferior duvar veya subendokardiyal infarktlarda azalır. Perikardit veya valvular kalsifikasyon gibi kalsifikasyona neden olan patolojiler yüzünden testin özgüllüğü düşüktür (%60).⁴³

Indiyum-111 Antimyozin Antior: Myozine bağlanan monoklonal murine antikorunun Fab parçasıdır. Myozin normalde hücre içi bir protein olup ancak hücre hasarı sonrası açığa çıktığında In-111 antimyozin antikoru ile bağlanır. İnfarktın bir kaç saat sonra lezyon bölgesinde tutulum izlenir. Testin duyarlılığı anterior transmural infarktlarda %90 iken, inferior duvar ve subendokardiyal infarktlarda azalmaktadır.⁴⁴

Tc-99m Glukarat: Nekrotik myokardiyumdaki histon proteinlerine bağlanır. İnfarktın 4-9 saat sonra lezyon bölgesinde tutulum gözlenir. Bu ajanla ilgili klinik çalışmalar devam etmektedir.⁴⁵

2.8.4. Aterosklerotik Plak Görüntüleme

Günümüzde giderek artan bir şekilde kardiyovasküler hastalıkların tanı ve tedavisi, klinik bulgu ve belirtilerden ziyade altta yatan genomik ve moleküler bozukluklara dayandırılmaktadır. Moleküler görüntülemenin hedefi hücre yüzeyine, hücre içi süreçlere ve gen ekspresyonuna odaklanmıştır. Böylece hastalıklar daha iyi tanınabilir, daha uygun tedavi seçilebilir ve daha önemlisi tedavi yanıtı bireysel boyutta izlenebilir. Kardiyak stres testinin amacı önemli kardiyovasküler olayları engellemek için koroner arter hastalığının varlığını tanımlamaya yönelik iken, gelecekteki çalışmaların amacı hassas plakları tanımlamaya yöneliktir. Bu yöndeki çalışmalar ilk olarak karotisteki aterosklerotik lezyonlarda I-125 LDL (low-density lipoprotein) görüntülenmesi ile başlamıştır.⁴⁶ Makrofajlara bağlanan I-131 Monosit kemoatraktan protein-1, hayvan modellerinde lipit ve makrofajdan zengin aterosklerotik plakların görüntülenmesinde kullanılmıştır.⁴⁷ Apoptotik hücrelerde tutulan **Tc-99m Annexin V**, hassas aterosklerotik plakların görüntülenmesinde faydalı olabileceği belirtilmiştir.⁴⁸ FDG vasküler dokuda inflamatuvar odaklarda artmış tutulum göstermektedir ve ateroskleroz görüntülenmesinde önemli bir rolü olduğu düşünülmektedir.⁴⁹

2.8.5. Myokard Perfüzyon Sintigrafisi (MPS)

Miyokard perfüzyon sintigrafisi (MPS), koroner arter stenozunun fizyolojik öneminin ve etkilenen miyokard alanının belirlenmesinde pratik yararlılığı kanıtlanmış, miyokardiyal iskemi ve skarın saptanması, lokalizasyonu ve yaygınlığının belirlenmesi, miyokard perfüzyonun değerlendirilmesi, revaskülarizasyon sonrası fonksiyonel düzelmenin ön görülmesi, MI sonrası ve non-kardiyak cerrahi öncesi risk ve prognoz değerlendirilmesinde kullanılan güvenilir bir tanı yöntemidir.⁵⁰

Günümüzde radyonüklid kardiyak görüntüleme uygulamalarının büyük çoğunluğu yaygın kullanılabilirliği nedeni ile Single Photon Emission Computed Tomography (SPECT) görüntülemeyle yapılmaktadır. KAH'nın tespit edilmesinde, SPECT duyarlılığı %87, özgüllüğü %74 ve doğruluğu ise %76 olarak bildirilmiştir.⁵¹

Miyokard perfüzyon sintigrafisinin EKG ile senkronize olan şekline “Gated Single Photon Emission Computerized Tomography” (gSPECT) denmektedir. Bununla tek seferde miyokard perfüzyonu, ventrikül hacimleri, sol ventrikül EF, duvar hareketleri, duvar kalınlaşması ve miyokard canlılığı tespit edilebilmektedir. Elde edilen görüntüler görsel olarak, ayrıca otomatik bilgisayar yazılımları ile kantitatif olarak değerlendirilebilir.⁵²

2.9.Miyokard Perfüzyon Sintigrafisinin Klinik Uygulamaları

Miyokardiyal iskemi veya skarın varlığı, lokalizasyonu, yaygınlığı ve şiddetinin değerlendirilmesi, Anjiyografideki koroner stenozun bölgesel perfüzyona etkisinin değerlendirilmesi, Miyokard canlılığının değerlendirilmesi ve revaskülarizasyon sonrası fonksiyonel düzelmenin öngörülmesi, Miyokard infarktüsü sonrası ve non-kardiyak cerrahi öncesi risk ve prognoz değerlendirilmesi, Koroner revaskülarizasyon işlemleri, yaşam tarzı değişikliği ve tıbbi tedavinin etkinliğinin izlenmesi, İskemik kardiyomyopatinin idiyopatik olandan ayırt edilmesi ve Akut göğüs ağrısı

sendromlarında koroner ve koroner dışı nedenlerin ayırt edilmesi miyokard perfüzyon sintigrafisinin başlıca endikasyonlarıdır.⁵³

2.10. Miyokard Perfüzyon Sintigrafisinde Kullanılan Radyofarmasötikler

MPS’de kullanılacak ideal bir radyofarmasötiğin taşıması gereken özellikler:

- Kan akımı ile orantılı miktarda miyokard dokusu tarafından tutulabilmesi.
- Kalpten ilk geçiş esnasında doku tutulumunun yeterli düzeyde olması.
- Çekim tamamlanana kadar dokuda kalabilmesi.
- Çekim tamamlandıktan sonra en kısa zamanda vücuttan atılabilmesi.
- Görüntü kalitesini yüksek tutacak düzeyde enerjiye sahip olması.
- Hastanın maruz kaldığı radyasyon dozunun düşük olması.
- Kolay ve ucuz yoldan elde edilebilmesi.

MPS’de kullanılan radyofarmasötikler temel olarak iki gruba ayrılır.

- Tl-201
- Teknesyum-99m (Tc-99m) ile bağlı ajanlar:

Talyum-201 (Tl-201): Tl-201 nükleer kardioloji çalışmalarında en sık kullanılan radyofarmasötiklerden biridir. Fiziksel yarı ömrü 73 saattir. 69-81 keV’lik (%88) karakteristik X ışını, 135 keV (%3) ve 167 keV (%8)’lik gama ışını yayar.⁵⁴ Tl-201 uptake’i hızlı olup, kandan ilk geçişte %88’i temizlenir ve sadece %4’ü miyokard dokusu tarafından tutulur. Tl-201 bir potasyum analogudur ve hücre içine girişi büyük oranda NaK-ATP az pompası üzerinden aktif transportla, kısmen de elektropotansiyel gradiyent doğrultusunda pasif transportla sağlanmaktadır.⁵⁵ Normalde talyumun kalpteki yarılanma süresi enjeksiyonu takiben 4-5 saattir. Vücuttan böbrekler yolu ile atılır ve böbrekler kritik organdır (3-5 rad/mCi). Tl-201’in intravenöz enjeksiyondan hemen sonra miyokarddaki tutulumu kan akımına ve canlı miyokard hücrelerinin varlığına bağlıdır. Talyum tutulumu için miyokard hücre bütünlüğünün olması gerekir.

Tl-201'in miyokarddaki dağılımı zamana bağlı olarak değişir. Dağılımdaki bu değişmeye redistribüsyon veya equilibrium denir. Miyokarddaki başlangıç tutulumundan sonra yavaşça miyokarddan ayrılarak vasküler bölüme geçer. Buna Tl-201'in "washout"u denir. Bu sırada diğer organlarda tutulmuş olan Tl-201, serbestleşerek kana geçer ve miyokard tarafından tekrar tutulur. Aynı zamanda oluşan bu iki işlem 17 miyokarddaki redistribüsyonu oluşturur. Stres enjeksiyonunu takiben saatler sonra talyum redistribüsyonu tamamlanır. Talyum'un washoutu iskemik dokuda normal dokuya oranla daha yavaştır.

Teknesyum 99m'e Bağlı Radyofarmasötikler: Tl-201'in enerjisinin gama kameralar için ideal olmaması ve uzun yarı ömrü nedeniyle düşük dozda (3-4 mCi) kullanılması miyokard perfüzyon sintigrafisinde suboptimal görüntü alınmasına yol açmaktadır. Bu nedenle bazı araştırmacılar teknesyumla işaretli değişik miyokard ajanları geliştirmiştir.

İzonitriller: Klinikte bugüne kadar üç izonitril bileşiği kullanılmıştır. Tc-99m-t-butil isonitril (TBI): Akciğer ve karaciğer tutulumu fazladır. İnférieur duvar atenüasyonu karaciğer tutulumunun fazla olması nedeniyle belirgindir. Tc-99m-karboksiisopropil isonitril (CPI): Miyokarddan hızla uzaklaşıp karaciğerde birikir.⁵⁶ Tc-99m-metoxisobutylisonitrile (MIBI): Bu grubun içinde miyokard/background oranı görüntüler için en uygun olandır.⁵⁶ MIBI'nin miyokard tutulumu kan akımı ile orantılıdır. Miyokarddan ilk geçiş sırasında tutulumu Tl-201 den daha azdır (%65). Miyokarddaki temizlenme oldukça yavaştır (T ½: 5-6 saat) ve enjeksiyondan 3-4 saat sonraki redistribüsyonu yok denecek kadar azdır. Miyokard hücrelerindeki tutulum mekanizmaları tam olarak bilinmemekle beraber hücre membranı ve mitokondri arasındaki konsantrasyon ve potansiyel gradiyentine bağlı olarak pasif transportla geçtiği ileri sürülmektedir. MIBI'nin büyük çoğunluğu mitokondriler tarafından

tutulmaktadır. Hafif hücre zedelenmesinde hücre içi tutulumunun arttığı, ağır hücre yaralanmalarında ise bütünlüğün bozulmasına bağlı olarak tutulum yoğunluğunun azaldığı gösterilmiştir. Primer atılımı hepatobiliyer sistem ile gerçekleşmektedir. 24 saatlik üriner atılım %27'dir.⁵⁷

Difosfin kompleksleri: Q12 (furufosmin): MIBI'ye benzer, intakt miyokard hücrelerinde mitokondride birikir. Miyokardial tutulumu enjekte edilen dozun %2-3'ü kadardır.⁵⁸ Hem böbrekler, hem de hepatobiliyer sistemle atılır. Tetrafosmin: Tc-99m tetrafosmin difosfin kompleksleri arasında en başarılı bulunandır. Lipofilik, katyonik bir difosfindir. Kan klirensi hızlıdır. Tutulum mekanizması MIBI'ye benzer ve miyosit mitokondrisinde birikir. Ortalama ilk geçiş ekstraksiyon fraksiyonu %54'tür.⁵⁹ Minimal düzeyde redistribüsyonu mevcuttur. Hepatobiliyer sistemden atılımı hızlıdır. Stres görüntüleri enjeksiyondan 5-10 dk, istirahat görüntüleri 30 dk sonra alınır. Barsak ve böbreklerden eşit oranda atılım gösterir.

BATO bileşikleri: Teboroksim: Nötral, lipofilik bir bileşiktir. Miyosite pasif difüzyonla geçer. İlk geçiş ekstraksiyon fraksiyonu %70'in üzerindedir. Ancak miyokarddan çok hızlı atılır ve 5 dakika sonundaki ekstraksiyonu Tl-201 ile aynı olur.⁶⁰ Büyük oranda hepatobiliyer sistemden atılır. NOET (N-ethoxy-N-ethyl-dithiocarbamato): Tc-99m nitrido (N-NOET) nötral lipofilik miyokardial görüntüleme ajanıdır. İlk geçiş ekstraksiyonu %89'dur, ancak kandan temizlenmesi çok yavaştır. Redistribüsyona uğradığı gözlenmiştir.⁶¹

2.11. Görüntüleme Tekniği ve Değerlendirme:

MPS, radyofarmasötüğün koroner kan akımı ile orantılı olarak sol ventrikül miyokardındaki biyodağılımını yansıtır. Bu işlem enjekte edilen radyofarmasötikten gelen gama fotonlarının, kamera dedektörlerinin hastanın göğüs çevresinde 180-360 derece dönerken kaydedilmesi ile yapılır ve elde edilen bilgiler tomografik kesitler

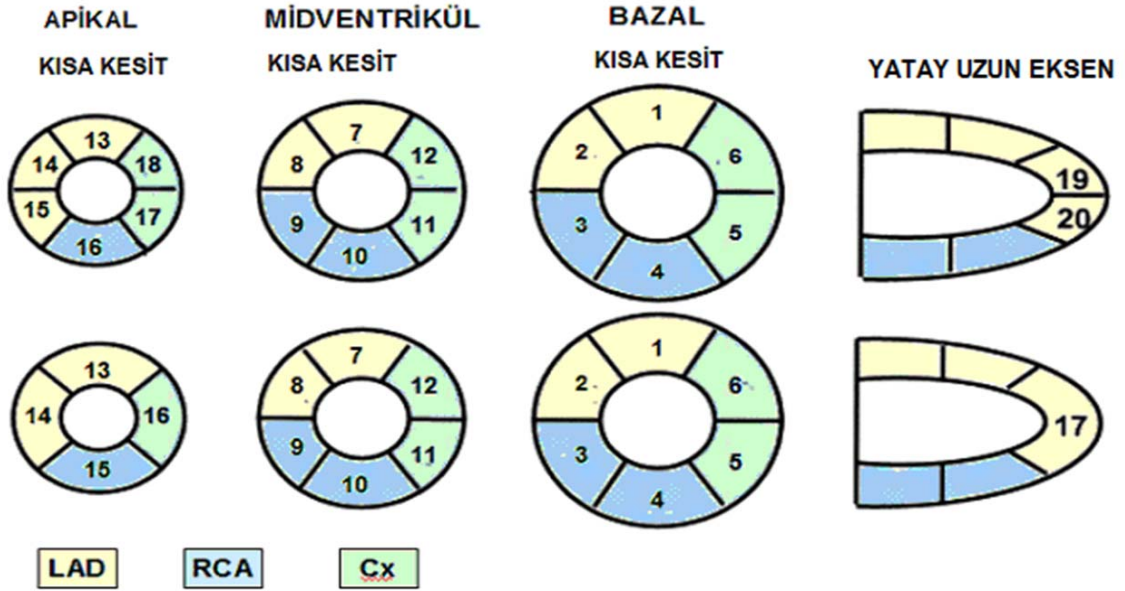
halinde incelenir. Ayrıca aynı oturumda “gated” görüntüleme de yapılabilmektedir. Bu işlem EKG’deki “R” dalgasının tetiklemesi ile alınan 8-16 statik görüntünün birleştirilmesi ve tam bir kalp siklusunun oluşturulması ile yapılır. Böylece sol ventrikülün, ejeksiyon fraksiyonu (EF), bölgesel duvar kalınlaşması, duvar hareketleri ile sistol ve diyastol sonu hacimleri (ESV, EDV) hesaplanabilmektedir. Gated tekniğinin MPS’ye en büyük katkısı artefaktların tanınmasına yardım etmesidir. MPS’de izlenen sabit perfüzyon defektlerine uyan segmentlerde eğer duvar hareketleri normal sınırlarda ise, bu durumun infarktten ziyade artefaktan kaynaklandığı gösterilmiştir.⁶² Gated görüntüleme özellikle erkeklerde izlenen diyafragma atenuasyonuna bağlı inferior defektler ile kadınlarda meme atenuasyonuna bağlı anterior defektlerin ayırıcı tanısında oldukça faydalıdır.⁶³ Yine egzersiz ile uyarılan myokard iskemisi sonrası gelişen iskemik segmentteki fonksiyon azalması olan “stunning” ya da şiddetli koroner arter hastalığın bir göstergesi olan “geçici iskemik dilatasyon” da gated görüntüleme ile saptanabilmektedir. Ayrıca, atenuasyon ve saçılım düzeltme yöntemlerinin kullanımı ile artefaktların tespit edilmesi kolaylaşmış ve testin doğruluğu artmıştır.

Test öncesi en az 4 saatlik açlık gereklidir. Klinik kontrendikasyon yoksa beta blokerlerin, kalp hızının ve kan basıncının artmasını engelledikleri için çalışmanın yapılacağı günden 48 saat, kalsiyum kanal blokerleri ve uzun etkili nitratların da 24 saat önce kesilmesi gerekir. Normal stres görüntüleme çalışması, takip eden istirahat görüntülemesini gereksiz kılacağından, birçok görüntüleme protokolü önce stres çalışması ile başlar. Stres ve istirahat SPECT görüntüleme, ardışık günlerde yapılabildiği gibi aynı günde de yapılabilir. Yapılan çalışmalar, tek gün ya da iki gün görüntüleme protokolleri arasında tanısal yönden belirgin bir farklılık olmadığını göstermiştir.⁶³

Tek gün protokolünde istirahat veya stres çalışmalarından herhangi biri önce yapılabilir. İlk çekimde 15-20 mCi Tc^{99m}-MIBI enjeksiyonunu takiben, ortalama 45-60 dk sonra görüntüler alınır. İlk enjeksiyondaki sayımların etkisini asgariye indirmek için çalışmalar arasında 3-4 saat geçmesi önerilir. İkinci çekimde 25-30 mCi'lik ikinci enjeksiyon yapılır ve 30-45 dk sonra görüntüler alınır. Çift gün protokolünde birbirini takip eden iki günde, iki ayrı doz şeklinde 15-30 mCi radyofarmasötik enjeksiyonu yapılarak stres ve istirahat görüntüleri alınır. Farklı günlerde yapıldığında her iki çalışmada da yüksek doz verilir. Çalışmaları farklı 2 günde yapmanın avantajı, radyoaktif maddenin çalışmalar arasında tamamına yakınının bo-zunması ve her iki çekimde de uygun istatistik alınmış olmasıdır. Tüm egzersiz esnasında hasta monitörize edilmeli, EKG ve kan basıncı izlenmelidir. Egzersiz esnasında radyofarmasötik enjeksiyonu yapılabilmesi için önceden damar yolu açık olmalıdır. Stres SPECT görüntülemeye myokardiyal perfüzyonda heterojenite aranır ve saptanırsa hasta istirahat SPECT görüntülemeye çağrılarak defektin son durumu değerlendirilir. Stres SPECT görüntülemeye izlenen perfüzyon defektlerinin istirahat SPECT görüntülemeye kaybolması iskemi, devam etmesi ise infarkt lehine yorumlanır. İnfarkt olarak rapor edilen olgular myokardiyal viabilite çalışması için adaydırlar.

Bu görsel (kalitatif)değerlendirmeye ilave olarak, 17 ya da 20 segment modeli kullanılarak sayısal (semikantitatif) skora sistemi ile de görüntüler değerlendirilebilir. 20 segment modeline göre; sol ventrikül kısa aks görüntüleri, apikal, orta ve bazal olmak üzere üç kısma ve her kısım da 6 segmente ayrılır. Bu oluşan 18 segmente ilaveten, kalbin dikey uzun eksen görüntülerinde apikal kısım iki segmente bölünerek segment sayısı 20'ye tamamlanır. 17 segment skora sisteminde ise; apikal kısa eksen dilimi 4 segment ve dikey uzun eksen görüntüsünde apeks tek segment olarak değerlendirilir (Şekil 2.3). Her segmentte izlenen perfüzyon defektleri 0-4

arası(0:Normal, Aktivite tutulumunda 1:hafif, 2:orta derecede, 3:belirgin, azalma, 4:Aktivite tutulumunun yokluğu) derecelendirilir. Böylece görsel değerlendirme standardize edilebilir ve perfüzyon defektinin şiddeti ve yaygınlığı yarı sayısal olarak nitelendirilebilir.



Şekil 2.3.17 ve 20 segment modelleri

Stres SPECT görüntülerinin yarı sayısal değerlendirilmesi ile toplu stres skoru (summed stress score = SSS) hesaplanır. Buna göre perfüzyon defektleri “SSS \leq 4: Normal veya normale yakın, SSS 4-8: Hafif bozuk, SSS 9-13: Orta derecede bozuk ve SSS \geq 13: Belirgin bozuk” şeklinde rapor edilebilir.

Kantitatif skorlamasisteminde ise; kalbin apeksten bazale kadar olan dilimlerinin birbirine eklenmesi ve tüm dilimlerin birlikte konsantrik bir halka tarzında gösterilmesi işlemi olan sol ventrikülün polar haritası ya da boğa gözü (bull’s-eye) haritası kullanılır. Kısa eksen kesitlerinin bu gösterimi tüm sol ventrikülü tek bir görüntüde göstermenin bir yoludur. Biri egzersiz çalışması, diğeri istirahat çalışması için olmak üzere her hasta için iki polar harita yapılır. İki polar harita arasındaki farklılık değerlendirilebilir ve cinsiyete özel normal veri tabanı ile karşılaştırılabilir. Normal veri tabanı, pek çok

sağlıklı kişinin ya da koroner arter hastalığı olma ihtimali düşük olan kişilerin polar haritalarının ortalamasıyla oluşturulur.

Kantitasyon için gated SPECT yazılım programları kullanılmaktadır. Bunlardan en çok kullanılanları; Quantitative Gated SPECT (QGS) (Cedars Sinai Tıp Merkezi tarafından geliştirilen) ve Emory Cardiac Toolbox (ECT) Emory Üniversitesi tarafından geliştirilen)'dir.

Gated SPECT çalışmasında kalitatif, semi kantitatif ve kantitatif yöntemlerle sol ventrikülün aşağıda tanımlanan parametreleri değerlendirilir:

Bölgesel Duvar Hareketi Ve Duvar Kalınlaşması: Bölgesel duvar hareketi, normal, hipokinezi, akinezi ve diskinezi şeklinde standart isimlendirme kullanılarak analiz edilmelidir. Duvar hareketi ve duvar kalınlaşması genellikle birbiri ile uyumludur ve bu uyum özellikle normal varsayımların ve artefaktların ayırımında yararlı bilgiler sağlar.⁴⁰

Sol Ventrikül Ejeksiyon Fraksiyonu (SVEF) ve Sol Ventrikül Hacmi: Zaman-hacim eğrisi ile diyastol ve sistol sonu sol ventrikül hacimleri belirlenerek SVEF hesaplanabilmektedir. kantitatif gated SPECT ile ölçülen EF >%50 ise normal, EF <%40 ise anormal kabul edilmekte; EF %40- %50 aralığında ise klinik ve ek testlerle birlikte değerlendirilmesi önerilmektedir. Yapılan çalışmalarda gated SPECT ile elde edilen EF ve hacimlerin hipoperfüze ve iskemik hasta gruplarında dahi anjiyografik değerlerle oldukça iyi korelasyon gösterdiği tespit edilmiştir.⁶⁴

Perfüzyon Ve Fonksiyon Sonuçlarının Birleştirilerek Raporlanması: Perfüzyon ve gated SPECT veri sonuçları birleşik yorumlandıktan sonra rapor edilmelidir. Duvar hareketi ve duvar kalınlaşmasının perfüzyonla birlikte değerlendirilmesi, gerçek sabit perfüzyon defektini atenüasyon veya hareket artefaktlarından ayırmayı sağlar.⁴⁰

Tüm bu değerlendirmeler yapılırken bazı normal varyasyonlar ve artefaktlara dikkat edilmelidir.

Normal Varyasyonlar: İnterventriküler septumun üst kısmını oluşturan membranöz septum aktivite tutulumu göstermez ve MPS’de bu alan perfüzyon defekti olarak izlenir. Apekte aktivite tutulumu değişken olup azalması da normal bir varyasyondur ve “apical thinning” olarak adlandırılmaktadır.

Meme Atenuasyonu: Büyük göğüslü bayanlarda, konumu ve görünümü oldukça değişken meme atenuasyon artefaktları izlenir. Bu artefakta neden olan atenuasyon planar görüntülerde kolayca hissedilirken SPECT görüntülemeye “sine” görüntülerinin gözden geçirilmesi ile saptanabilir. Bu nedenle anterior duvarında sabit defekti bulunan bayan hastalarda “sine” görüntülerinin incelenmesi bu artefaktın tanınması açısından önemlidir. Meme atenuasyonunun etkisini azaltmak için, basit bir yaklaşım olarak hastanın göğüs büyüklüğü not edilmeli ve görüntüler yorumlanırken bu husus göz önünde bulundurulmalıdır. Sırt üstü (supine) yerine yüz üstü (prone) görüntüleme bu etkiyi azalsa da bu metodun etkinliği tartışmalıdır. En iyi çözüm, gated görüntüleme ile duvar hareketlerinin incelenmesidir. İnfarkt kaynaklı sabit perfüzyon defektlerinde duvar hareket bozukluğu varken, meme atenuasyonunun neden olduğu sabit perfüzyon defektlerinde, duvar hareketleri normaldir.⁶⁵

Diyafagma Atenuasyonu: Daha sık erkeklerde görülen bu durum genelde SPECT görüntülemeye, dedektöre en uzak mesafede bulunan inferior duvardan gelen ışınların daha çok atenuasyona ve saçılıma uğramaları nedeniyle ortaya çıkmaktadır. Bazen diyafagma da kalbin inferior yüzeyine kuşatarak bu atenuasyona yardımcı olur. Benzer şekilde, dikey durumdan yatay duruma geçişte, pozisyon değişikliğine bağlı kalbin dikey hareketi olan “upward creep” de bu atenuasyona katkıda bulunur. Yüz üstü görüntüleme bu artefaktı, anterior duvar görüntü kalitesindeki bozulmaya karşın,

azaltabilir. Gated görüntüleme ile inferior duvardaki kalınlaşmanın varlığı gösterilerek bu durumun atenuasyondan kaynaklandığını ortaya konulabilir.⁶⁵

Kalp Dışı Aktivite Varlığı: Bazı olgularda karaciğer, intestinal sistem ve midede Tc-99m MIBI'nin birikimi çok belirgin olabilir ya da bazı kalbe komşu tümörler bu ajanın yoğun tutulumunu gösterebilir. Kalbe yakın bu yüksek aktivite kaynakları kalbin bu bölgesinden gelen sayımların yoğunluğunu saçılım yoluyla arttırabilirler. Bu da kalbin o bölgesinin yanlılıkla daha aktif görünmesine neden olur. Bazen de kalbe komşu bu sıcak aktiviteler negatif lob artefaktına neden olarak kalbin bu sıcak bölgeye komşu kısımlarının daha soğuk görünmesine neden olur. Bu nedenle, bu artefaktları ayırt edebilmek için işlenmemiş verinin iyice incelenmesi gerekir. Böyle bir aktivitenin varlığı tespit edilirse, artefaktlardan kaçınmak için görüntüleme geciktirilip tekrarlanabilir veya intestinal hareketi hızlandırmak için hastaya soğuk su/süt içirilebilir.⁶⁶

Sol Dal Bloğu: Sol dal bloğu MPS'de, interventriküler septumun geri dönüşümlü perfüzyon defektine neden olur. Kardiyak siklusta sol ventrikülün gecikmiş gevşemesi, artmış kalp hızlarında sol ventrikülde koroner akım hızı rezervlerinde değişikliğe, bu da akım heterojenitesine neden olabilmektedir. Bu nedenle sol dal bloğu bulunan olgularda, egzersiz olarak koşu bandı veya kronotrop ajanlar yerine kalp hızını arttırmayan adenosin ya da dipiridamol gibi vazodilatör ajanlarla farmakolojik egzersiz yapılmalıdır. MPS, sol dal bloğu bulunan olgularda risk belirlenmesi açısından önemli olup MPS sonuçlarına göre düşük riskli grupta 3 yıllık hayatta kalım oranı %87 iken yüksek riskli grupta bu oran %57'dir.⁶⁷

Dengeli İskemi: MPS, bölgesel myokardiyal kan akımını rölatif olarak gösterir. Oysa tüm koronerleri tutan yaygın hastalık varlığında dengeli iskemi oluşur ve sonuçlar normal olarak değerlendirilebilir. Çünkü en yüksek aktivite tutulumu izlenen bölgenin

normal koroner arter ile perfüze edildiği kabul edilir ama bu koronerde bile akımı daha az kısıtlayan bir plak bulunabilir. Bu olgularda, gated SPECT yapılarak, sol ventrikül sistolik fonksiyonlarında bozulmanın veya “geçici iskemik dilatasyon”un (istirahat görüntüleri ile kıyaslandığında stres görüntülerinde sol ventrikül kavitesinin belirgin genişlemesi) saptanması ayırıcı tanıda oldukça faydalıdır.³⁵

Hipertrofik Kardiyomyopati: Hipertrofik kardiyomyopatide, diğer duvarlarda belirgin bir değişiklik izlenmezken septumda hipertrofi gözlenir. Bu gelişen asimetrik septal hipertrofi SPECT görüntülerde sol ventrikülün diğer duvarlarına oranla septumun daha sıcak izlenmesine neden olur. Dolayısı ile bu olguların MPS’nde “yanlış pozitif” lateral duvar perfüzyon defektleri izlenebilir. Uzun süreli hipertansiyona ikincil konsantrik hipertrofi ya da lateral duvar atenuasyonu da benzer görüntüler oluşturabilir. Hipertrofik kardiyomyopati olguların büyük kısmında epikardiyal koronerlerde hastalık saptanmasa da MPS’de uyarılabilir perfüzyon defektleri saptanır. Bu hastalarda diyastolik fonksiyonun birçok parametrelerinde anormallik saptanabilir. MPS’de sabit perfüzyon defekti olan bu olguların ekosunda, ejeksiyon fraksiyonu azalmış, incelmış, akinetik duvarlar izlenirken, MPS’de reversible perfüzyon defekti izlenen olgularda ise hiperdinamik sol ventrikül fonksiyonu gözlenmektedir.⁶⁸

Sol Ventrikül Hipertrofisi: Hipertansiyon ve aort stenozu sol ventrikül hipertrofisine neden olur. Bu olgularda koroner arter hastalığından bağımsız, diyastolik disfonksiyon ve ritim anormallikleri izlenirken koroner akım rezervi de azalmaktadır. Sol ventrikül hipertrofisinde, epikardiyal koroner arter hastalığı saptanmasa da MPS’nde uyarılabilir perfüzyon defektleri ve özellikle subendokardiyal iskemi gösterilmiştir.⁶⁹ Bu olgularda, MPS’nin epikardiyal koroner arter hastalığı tanımadaki özgülüğü azalsa da negatif öngörü değeri çok yüksektir. Sol ventrikül hipertrofisi olan

olgularda prognostik bilgi olarak, MPS ile saptanan iskeminin göstergesi olan “summed stres score” değeri arttıkça, kardiyak olay gelişme riski de artmaktadır.⁷⁰

Dilate Kardiyomyopati: İdiyopatik ya da iskemi kaynaklıdır. Her iki etyolojik nedenin sintigrafik bulguları arasında örtüşme olsa da MPS ayırıcı tanıda faydalıdır ve tedaviyi yönlendirmede etkin bir rol oynar. MPS’de perfüzyon anormalliği saptanmayan olgularda, iskemik etyoloji kesinlikle dışlanmış olur. Oysa bu olgularda yaygın perfüzyon anormalliklerinin saptanması koroner arter hastalığının ve altta yatan iskemik etyolojinin bir göstergesidir. Koroner arter hastalığı saptanmasa bile perfüzyon anormalliklerinin MPS ile gösterilmesi, bu olgularda bölgesel iskeminin varlığına işaret ederek tedavi belirlenmesinde yol göstericidir.⁶⁶

2.12. FDG Pozitron Emisyon Tomografisi (PET)

PET, Miyokardiyal viabilitenin değerlendirilmesinde altın standart kabul edilmektedir. Kronik iskemik zeminde hiberne myokardın metabolik ihtiyaçları, yağ asitleri veya laktattan ziyade öncelikli olarak, GLUT-1 reseptörleri aracılığı ile glukozu kayar. Böylece hiberne myokarda glukoz analogu olarak artmış FDG tutulumunun PET ile gösterilmesi, viabilite çalışmalarındaki karakteristik bulgu olan perfüzyon-metabolizma uyumsuzluğunu ortaya çıkarır. Azalmış kan akımının olduğu segmentlerdeki korunmuş glukoz metabolizmasının varlığı, canlı myokardiyumun fibrozisten ayırt edilmesini sağlar ve revaskülarizasyon sonrası bu segmentlerde fonksiyonun düzeleceğinin bir göstergesidir. FDG PET’in bu endikasyonda pozitif ve negatif öngörü doğruluğu %85 civarındadır.⁷¹ Özellikle FDG PET ile canlı myokard dokusu saptanmış ve ejeksiyon fraksiyonu \leq %35 olan hastaların revaskülarizasyon sonrası sol ventrikül fonksiyonlarındaki düzelme çok belirgindir. Çünkü kontraktıl fonksiyonlardaki düzelme, perfüzyon metabolizma uyumsuzluğunun genişliği ile orantılıdır. Kan akımı ve metabolizmanın birlikte azaldığı segmentlerde ise

revaskularizasyon sonrası ventrikül fonksiyonlarında belirgin düzelme izlenmemektedir. Hiberne myokarda bağlı sol ventrikül disfonksiyonu olup da revaskularizasyon yapılmayan hastaların prognozu, tedavi edilemeyecek myokardial skar gelişmiş hastalardan daha kötüdür.⁷² FDG PET/BT ile solunum ve EKG “gating” yapılabildiği için artık sadece perfüzyon metabolizma uyumsuzluğu değil, kontraktıl rezerv de araştırılabilmektedir. İskemik koroner arter hastalığının neden olduğu sol ventrikül disfonksiyonu mortalite oranını çok yükseltir. Hiberne myokardı bulunan olgularda, revaskularizasyon sonrası, sol ventrikül fonksiyonları ile birlikte hayatta kalım oranı da düzelmektedir.⁷² Hiberne myokard segmentleri olan olgulardan tıbbi tedavi ile takip edilenlerde kardiyak olay görülme oranı, revaskularize edilenlere göre yüksek olduğu için hiberne myokardiyumu bulunan olguların revaskularize edilmesi gerekir. FDG PET ile viable myokard dokusu bulunan olgular revaskularize edilirse yıllık ölüm oranı %4 iken, bu olgular medikal tedavi ile izlenirse bu oran %33’e çıkmaktadır.⁷³ Böylece bu olgularda viabilite çalışması ile prognostik bilgiler de elde edilmektedir. Kardiyolojide PET görüntülemeye kullanılan en önemli 4 radyoizotop siklotronda üretilmektedir (fiziksel yarı ömürleri O-15: 2 dk, N-13: 10 dk, C-11: 20 dk, F-18: 110 dk). Bunların dışında perfüzyon çalışmasında kullanılan Rb-82 jeneratör ürünü bir radyofarmasötiktir. PET/BT görüntülemeye en sık kullanılan radyonüklidler, bozunum özellikleri ve elde edilme yöntemleri Tablo 2.1’de özetlenmiştir.

Tablo 2.1. Radyonüklid bozunum özellikleri

Radyonüklid	Yarı Ömür (dakika)	Bozunum Şekli	Maksimum Enerji (MeV)	Ortalama Enerji (MeV)	Sudaki Maksimum Menzil (mm)	Üretim Şekli
Karbon (C)-11	20.4	%100 B+	0.96	0.38	4.1	Siklotron
Azot (N)-13	9.98	%100 B+	1.19	0.49	5.4	Siklotron
Oksijen (O)-15	2.03	%100 B+	1.7	0.73	8.0	Siklotron
Flor (F)-18	109.8	%97 B+	0.69	0.25	2.4	Siklotron
Rubidyum (Rb)-82	1.25	%95.5 B+	3.36	1.5	16.5	Jeneratör
Galyum (Ga)-68	68	%89 B+	1.90	0.82	9	Jeneratör

Florodeoksiglikozun (FDG)'nin, yarı ömrü 110 dakika ve siklotron ürünü olan F-18 ile işaretlenmesi sonucu elde edilen F-18 FDG, miyokardiyal glikoz metabolizmasını yansıtır. Miyokard hücresi açlık durumunda (plazma serbest yağ asidi düzeyi yüksek ve insülin düşük) enerji ihtiyacının %60 ila 80'ini yağ asitlerinin beta oksidasyondan, geri kalanını ise glikozun aerobik metabolizması ile laktattan sağlar. Yemek veya glikoz yüklemesi sonrasında (serbest yağ asidi miktarı düşük, insülin düzeyi yüksek) enerjinin çoğu aerobik glikolizden sağlanır. Vücuttaki glikoz metabolizması ve düzeyi FDG'nin miyokardiyal tutulumunu etkilediğinden, kardiyak FDG tutulumunu artırmak için; oral glikoz yüklemesi ve hiperinsülinemik öglisemik durum yaratmak gerekir. Görüntülemeye kan glikoz düzeyinin miyokardın glikoz kullanımını için optimum düzey olan 150–160 mg/dl olması istenir.⁷⁴

Miyokardiyal canlılığın araştırılmasında hem miyokardiyal perfüzyonun hem de miyokardiyal metabolizmanın eş zamanlı bilinmesi gereklidir. Bölgesel miyokardiyal F-18 FDG tutulumu aynı bölgenin bölgesel kan akımıyla karşılaştırıldığında F-18 FDG tutulumunun kan akımı ile orantısız bir şekilde arttığı saptanırsa, bu patern perfüzyon-metabolizma uyumsuzluğu olarak adlandırılır. Kronik koroner arter hastalığında perfüzyon-metabolizma uyumsuzluğunun saptanması (uyumsuz defekt) canlı miyokard dokusunun varlığının güçlü bir göstergesi olup aynı zamanda revaskülarizasyonu takiben kalp fonksiyonlarının iyileşeceğinin güçlü bir işaretidir. Miyokardiyal skar; perfüzyon ve F-18 FDG tutulumunda uyumlu azalma ile karakterizedir (uyumlu defekt).⁷²

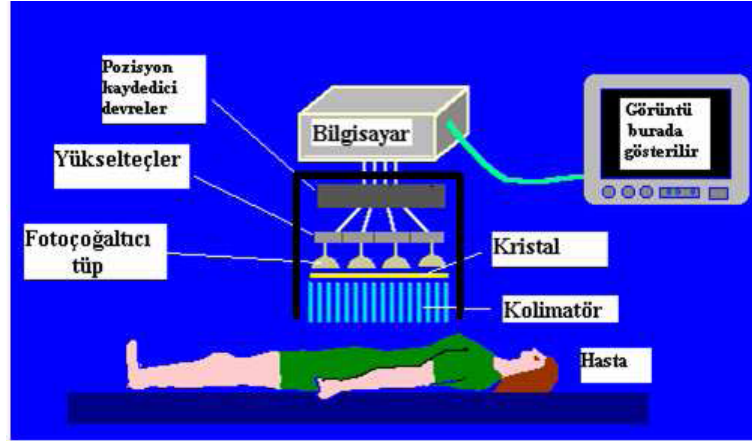
FDG ile viabilite tanısının Tl-201'den daha üstün olduğu gösterilmiştir. Geç Tl-201 görüntülemeye skar tanısı konulan myokard segmentlerinin %30-50'sinin FDG uptake'i gösterdiği (viable) saptanmıştır. Defekt boyutu ne kadar büyük, sol ventriferül fonksiyonu ne kadar kötüyse, perioperatif mortalite yüksek olmasına karşın,

revaskularizasyondan fayda görme oranı o kadar fazladır.Çünkü viable myokard, iskemi ve aritmi gelişimine daha hassastır ve kardiyak olay gelişme insidansı daha yüksektir.⁷¹

2.13.Nükleer Tıp ve Görüntü Oluşturma

Nükleer tıp çalışmalarında kullanılan görüntüleme sistemleri incelenecek organa göre seçilen radyofarmasotik'in hastaya verilmesinden sonra kaynak haline gelen organdan çıkan gama ışınlarının detekte edilmesi prensibi ile çalışırlar. Sonuçta elde edilen görüntü organın şekli, büyüklüğü ve fonksiyonları ile ilgili önemli bilgiler verir (Sekil 2.1). Kaynak organdan çıkan fotonlar her yöne hareket eder. Ancak detektörün önünde bulunan kolimatör sadece detektöre dik gelen fotonların geçmesine izin verir. Kolimatör, farklı açılarda veya hasta içerisinde saçılan fotonların detektöre ulaşmasını engeller.⁷⁵ Kolimatörden geçen fotonlar disk şeklindeki NaI (TI) kristalinde durdurularak sintilasyon fotonu meydana getirirler. Sintilasyon olayı sonunda meydana gelen ve her yöne yayılan sintilasyon fotonlarının foto tüplere kayba uğramadan ulaşmaları gerekir. Bunun için kristal - foto tüp arasında optik geçirgenliği yüksek olan bir yağ bulunur. Foto tüpe gelen fotonlar fotoelektrik olay ile durdurularak elektronları meydana getirir. Bu elektronlar foto tüp içindeki katot-anot arasında uygulanan artı gerilimle hızlandırılıp, elektrotlar sayesinde çoğaltılarak anoda ulaşır. Burada ise gelen gama ışınlarının enerjilerine bağlı olarak farklı büyüklükte voltaj pulsları meydana getirirler. Bu pulslar ön yükselteçte büyütülüp şekillendirilir. Ön yükselticiler bunun dışında detektörden gelen küçük sinyalleri yükseltmek, detektörle elektronik devreler arasındaki empedans eşitliğine sağlamak ve bir süzgeç devresi gibi davranıp gürültüyü kesmek gibi işlevlere sahiptir.⁷⁶ Yükselteler ise ön yükselteçten gelen darbelerin genliklerini birkaç volt mertebesine çıkarır. Puls yükseklik analizörü tarafından istenilen enerji aralığındaki pulslar kayıt ünitelerine giderler. Kayıt ünitelerine gelen bu analog

pulsar analog-dijital çeviriciler (ADC) tarafından sayısallaştırılır. Bu bilgiler de bilgisayara aktarılır ve ekranda görüntülenir.



Sekil 2.4. Görüntüleme sisteminin çalışma prensibi

Planar görüntüleme ve tomografik görüntüleme olmak üzere iki tip görüntüleme şekli vardır. Her iki görüntüleme şeklinde kullanılan cihazların çalışma prensipleri aynıdır. Planar görüntüleme SPECT teknolojisine sahip olmayan merkezlerde kullanılan eski bir yöntemdir. Günümüzde Single Photon Emission Tomography (SPECT) görüntüleme tekniklerinin gelişmesiyle planar yöntemler yerini SPECT görüntülemeye bırakmıştır.

Tomografik çalışmalar için ise “Bilgisayarlı tek foton emisyon tomografisi (Single Photon Emission Tomography-SPECT)” cihazı kullanılır. Organda tutulan aktivite üç boyutludur, planar çalışmalarda bir yönde elde edilen görüntülerde organın bu yönde tüm derinliğinden gelen bilgiler üst üste binmektedir, yani derinlik bilgisi kaybolmaktadır. Tomografik çalışmalarda ise görüntü her yönden toplandığı için bu sorunla karşılaşmaz. Detektörün hasta etrafında dönmesiyle belirli açılarda bilgi toplanır, daha sonra bilgisayarda özel algoritmalar kullanılarak kesit görüntüleri elde edilir.

Tomografik çalışmalarda dönme açısı genelde 360° iken görüntülenecek organa bağlı olarak bu 180° ve 90° de olabilir. Dönme sırasında birçok açıda, objeden toplanan

görüntülerin toplamı elde edilir. Bu kadar görüntü toplamı ile hastanın uzun eksenine dik ve istenilen kalınlıktaki transaksiyel kesitler elde etmek için bilgiyi analitik olarak işleme imkânı tanır.⁷⁷ Kesitler artan kontrastlı görüntüler oluştururlar. Her açıda alınan bilgi “projeksiyon” olarak adlandırılır. Projeksiyon sayısı detektörlerin hasta etrafında dönerken kaç farklı açıda durup bilgi alınacağını ifade eden parametredir. Eğer tomografik bilgi 360 derecenin 64 açısında alınmışsa, 64 tane projeksiyon var demektir. Projeksiyon sayısı kesit görüntülerindeki sayım istatistiğininideğiştirmesi açısından önemli bir parametredir.

2.14. Spect Görüntü Kalitesine Etki Eden Hasta Hareketleri

Hemen hemen tüm nükleer tıp tetkiklerinde görüntü toplama işlemi 5-30dk arasında değişen uzun sürelerde gerçekleşmektedir. Bu görüntüleme süresi boyunca görüntü kalitesinin bozulmaması için hasta hareket etmeden yatmak zorundadır. Ancak klinik uygulamalarda hasta hareketi çok sık karşılaşılan bir sorundur. Bu hareket, görüntüde bazı görüntü kusurları meydana getirir. Bu nedenle SPECT çalışmalarında hasta hareketinin algılanması ve düzeltilmesi çok önemlidir.

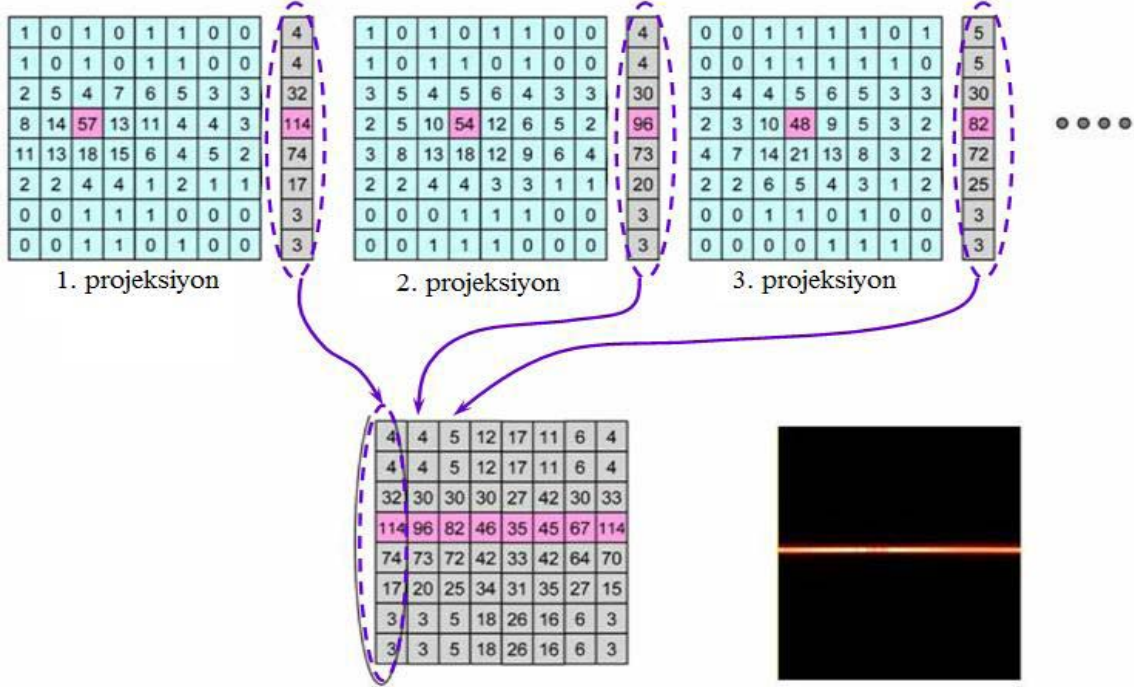
Hareketin algılanması için kullanılan en basit teknik toplanan projeksiyonların sine (cine) modundagösterilmesidir. Bu gösterimde toplanan projeksiyonlar ardı ardına getirilerek film şeklinde gösterilir. Ancak sine modu hareketin miktarı hakkında kantitatif bilgi içermemektedir.

Hareketin algılanmasında kullanılan asıl yöntem bir görüntünün linogram ve sinogramıdır. Böylece hareketin hangi projeksiyonlarda meydana geldiği ve ne miktarda olduğu rahatlıkla görülebilir.

2.14.1. Linogram

Her projeksiyonda tüm satırlar (x yönü) boyunca piksel içerikleri toplanır ve sonuçta bir sütun boyunca değerler elde edilir. Daha sonra bu sütundaki değerler

linogramda yeni bir sütun olarak yazılır. Yani her bir sütun bir projeksiyondan elde edilir. Sonuç olarak noktasal bir kaynağın Linogram görüntüsü düz bir çizgi şeklinde elde edilir.

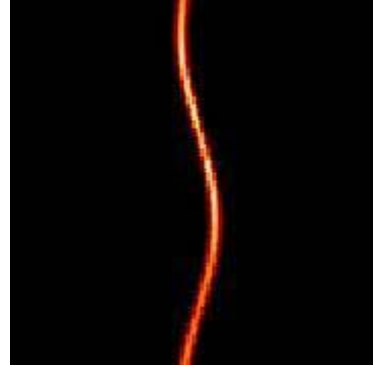
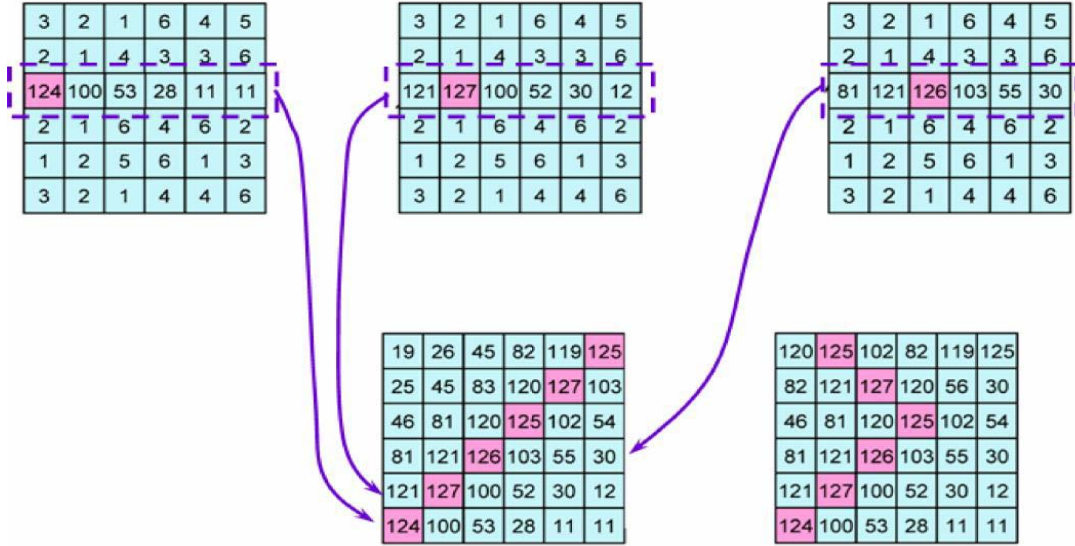


Şekil 2.5. Linogramın elde edilişi.

32 projeksiyon ve 64*64 matriste alınan bir görüntünün linogramı 64 satır ve 32 sütundan oluşur.

2.14.2. Sinogram

Projeksiyon görüntüsünden alınan aynı adresteki satırlar üst üste konularak sinogram görüntüleri elde edilir. Bu görüntüde yatay eksen projeksiyondaki satır bilgilerini düşey eksen ise projeksiyon açıları vermektedir. Her bir projeksiyon görüntüsünden 1 piksel kalınlığında alınan satır nokta kaynak görüntüsünden geçecek şekilde seçilir ve seçilen bu satır bilgileri üst üste getirilerek sinogram görüntüsü elde edilir. Noktasal kaynağın pozisyonu her projeksiyonda x yönünde değişeceğinden sinogram görüntüsü sinüs eğrisi şeklinde elde edilir.



Şekil 2.6. Sinogramın elde edilişi.

32 projeksiyon ve 64*64 matriste alınan bir görüntünün sinogramı 32 satır ve 64 sütundan oluşur.

Hasta hareketleri yatay, düşey veya dönme yönü boyunca olabilir. Hareket geri dönmeli olduğu gibi (dikey ya da yatay yönde gidip gelme şeklinde) sadece tek yönde de olabilir. Hareket sonucu oluşan artefaktlar hareketin miktarı, tipi, başlangıç ve bitiş zamanı ve görüntüleme kullanılan dedektör sayısına bağlı olarak farklılıklar gösterir. Düşey yönde hareket hem linogram hem de sinogramda algılanabilirken yataydaki hareket sadece sinogramla algılanabilmektedir.

Tek dedektörle alınmış bir görüntüde aksiyel yönde hareketin olduğu projeksiyonlarda sinogramdaki kesiklik meydana gelir; lateral hareket ise sinogramda

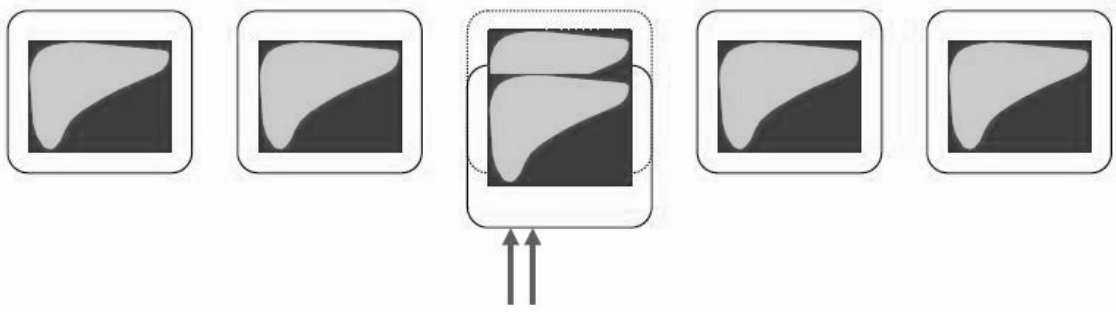
kaymaya neden olur. Çift dedektörlü sistemlerde ise sinogram görüntüsünün üst yarısı ilk dedektör, alt yarısı ise ikinci dedektöre aittir, yani ilk dedektörün son projeksiyonu görüntünün tam ortasında ikinci dedektörün ilk projeksiyonunun üzerine karşılık gelir. Aksiyeldeki ani hareket sinogramda üç kesiklik meydana getirecektir. İki kesikliğin sebebi hareket; ortadaki kesikliğin sebebi ise ilk dedektörden ikinci dedektöre geçiştir. Benzer şekilde lateralde de harekete ait projeksiyonlarda sinogramda kayma; ortada ise dedektör geçiğinden kaynaklanan kesiklik görülür.

Linogramda ise sadece aksiyel yöndeki hareket algılanabilmektedir. Çünkü linogram satırlarda her bir noktaya ait bilgiyi içermemektedir. Görüntü çift dedektörle alınmış ise sinograma benzer olarak linogramın sol kısmı ilk dedektöre sağ kısmı ise ikinci dedektöre aittir. Tek dedektörle alınmış görüntünün linogramında hareketin olduğu projeksiyonlarda kayma gözlenir. Eğer hareket geri dönmesiz ise kayma kalan tüm projeksiyonlarda devam edecektir. Çift dedektörle alınmış görüntülerde ise bu artefaktlara ek olarak dedektör geçişlerinden kaynaklanan kesiklik meydana gelecektir. Lateralde ise linogramda herhangi bir değişiklik meydana gelmez.⁷⁸

2.15.Hasta Hareketinin Düzeltilmesi

Hareket düzeltmesi için hemen her sistemde farklı yöntemler kullanılmaktadır. Bunlardan en fazla kullanılanlar lineer interpolasyon ve çapraz korelasyon fonksiyonudur.

Lineer interpolasyon basit olarak hareketin olduğu projeksiyonlarda görüntünün manüel veya otomatik olarak orijinal konumuna getirilmesidir. Hem yatay hem de dikey yöndeki hareket düzeltilebilmektedir.⁷⁹



Şekil 2.7. Lineer interpolasyon tekniği.

Hareket düzeltmesinde en fazla kullanılan bir diğer yöntem çapraz korelasyon fonksiyonudur. *Korelasyon*; iki fonksiyon arasındaki benzerliğin ya da bağımsızlığın derecesidir.

Fonksiyonlar özdeş ise: Korelasyon Katsayısı 1

Fonksiyonlar farklı ise: Korelasyon Katsayısı 0

Birbirinden bağımsız iki sinyal karşılaştırıldığında kullanılan yöntem 'çapraz korelasyon' adını alır. Tek boyutta çapraz korelasyon fonksiyonu;

$$CC_N = \sum_{j=1}^m P_N(j) \cdot P_{N-1}(j+s)$$

Şekil 2.8. Çapraz korelasyon fonksiyonu

şeklinde tanımlanır. Burada P ardışık iki projeksiyonun toplam profilleri, m iki eğrideki nokta sayısı ve s mesafe parametresidir.

Bu yöntemde projeksiyonların y-ekseni boyunca profilleri toplanır. Herhangi bir hareket yoksa tüm profiller birbiriyle özdeş olacaktır ve korelasyon katsayısı 1 dir. Hareketin olması durumunda iki ardışık projeksiyonun profilleri farklılık gösterir. İşlem sonunda ardışık projeksiyonlar için tüm mesafeler saptanmış olur ve belli bir eşik değeri seçilerek bu değerin üzerindeki sapmalarda hareket olduğu kabul edilir. Bu projeksiyonlar, ölçülen mesafe kadar otomatik olarak yer değiştirir ve hareket düzeltilir.

Korelasyon pikine gürültü de dahil olabilir ve bu, hasta hareketiyle ilgili hatalı sonuçlara neden olabilir. Belirlenen eşik değeri ile gürültü etkisi azaltılır.^{80,81}

2.16. Nükleer Kameralar

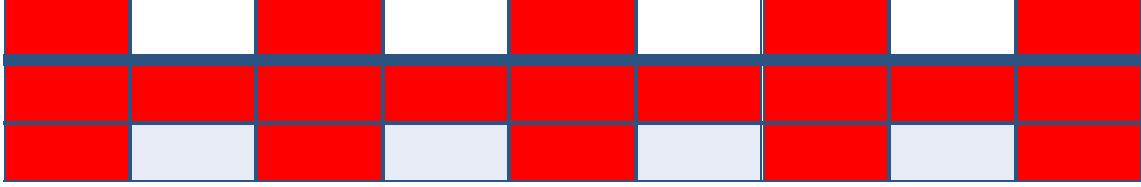
2.16.1. Solid State Kardiyak Kamera

Solid-State Gama kameralarda kullanılan CZT (kadminyum çinko tellurid) yarı iletken kristale ulaşan foton kristal içerisinde iyonizasyon oluşturarak doğrudan elektriksel ileti başlatır.⁸² Enerji çözünürlüğünün sintilasyon kristallerine göre çok daha yüksek olması ve saçılan fotonları büyük oranda baskılayabilmesi ile gürültünün (noise) azalması bu cihazları konvansiyonel sistemlerden üstün kılmaktadır. Tek dezavantajı özellikle orta ve yüksek enerjili fotonların deteksiyonunda sintilasyon kristallerine göre duyarlılıklarının düşük olmasıdır. Miyokardial Perfüzyon Spect, hemodinamik olarak önemli kroner arter hastalığının noninvaziv değerlendirilmesinde sık kullanılan yöntemdir. Geleneksel spect sistemlerinin hardware ve software'leri daha da geliştirilip yeni ultra hızlı spect kameralar yapılmıştır. Standart paralel hole kolimatör ile dizayn edilmiş basit kameralar verimsizdir. NaI (TI) kristal dedektör alanının sadece küçük bir bölümü kalp görüntülerinde kullanılır.⁸³

Yeni ultra hızlı SPECT kameralarda, hasta dozunun ve çalışma süresinin azaltılması ile iyi bir görüntü kalitesi elde etmek mümkündür. Kadminyum çinko telluride (CZT) dedektörlerin yoğunluğu (yaklaşık 5.8g/cm³) ve yüksek atom numarası (Zeff yaklaşık 50) ile NaI den daha büyük lineer atenuasyon katsayısı ile spect'de ilgili enerjiler için yüksek durdurma gücü verir.

Oluşturulan foton sayısı NaI için 38foton/keV, Tc-99m (140keV) için 5300 foton üretir. Bu fotonların 3'ünde 2'si bir PMT'ye ulaşır, yaklaşık %25'i fotoelektronlara dönüştürülür. Bu fotoelektronlar, PMT'ler ile çoğaltılır ve biriken enerji ile orantılı

genlikli bir elektrik sinyali haline getirilir. Buna karşılık; CZT hemen hemen gelen tüm fotonları elektrik sinyaline dönüştürür.



Şekil 2.9. Kardiyak gama kamera dedektör dizilimi

Solid State Kardiyak Kamera’da bulunan 19 adet Pinhole dedektörlerin 9’u hastanın uzun eksenine dik olarak oryante edilmişken, 5 adedi yukarıya 5’i de aşağıya açılarak yerleştirilir ve 3 boyutlu görüntü alma geometrisi elde edilmiştir (Şekil 2. 9). 19 pinhole kolimatörün her birikalbi aynı anda görüntüler ve sensitivite artar. Veri alımı sırasında hiçbir parça hareket etmediğinden bu teknolojiye *Alcyone* Teknoloji denir ve harekete bağlı artefaktlar azaltılmış olur. Geleneksel gama kameralara göre CZT dedektörlerin sayım hassasiyetinde hiçbir kayıp olmaksızın hatta bir kazanç sağlanarak sayım hassasiyeti 5-10 kat daha iyidir.⁸² Geleneksel cihazlara göre, çekim süresi 2dk veya daha az zamanda ve daha az dozda stres myokardial perfüzyon sonuçlandırma potansiyeline sahiptir.

Ultra hızlı bir kamerada konvansiyonel radyofarmasötik doz kullanıldığında sensitivite 10 kat, doz yarıya inince 5 kat daha yüksek bir sensitivite almak mümkündür.

Enerjinin direkt olarak çevrilmesi ve fotonun elektronik puls haline dönüştürülmesi sayesinde görüntüleme;

- Uzaysal rezolüsyon
- Enerji rezolüsyonu gelişmiştir.

Konvansiyonel sistemler ile karşılaştırıldığında, *Alcyon* sistemlerde 1,65 kat daha iyi enerji rezolüsyonu (%5.7-%9.4) Yaklaşık olarak iki katı uzaysal

rezolüsyon(5mm-11mm) 5 kat (kardiak fantom) ile 10 kat (point source) daha fazla sayım hassasiyeti olduğu gösterilmiştir.Dedektör kenarlarında hiçbir ölü alan yoktur (UFOV=CFOV).^{82,84}

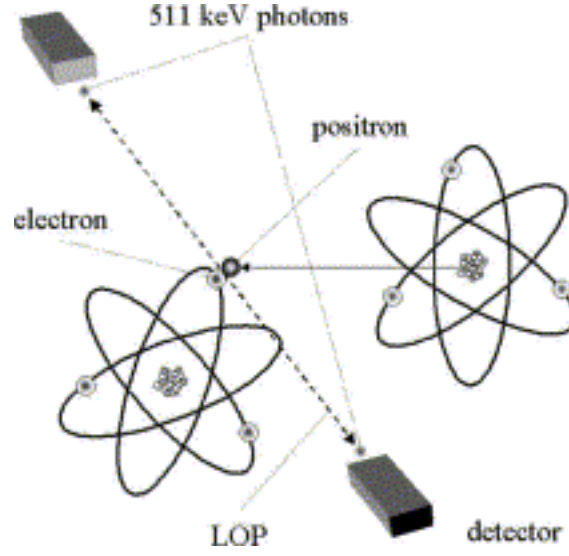
2.16.2. Pozitron Emisyon Tomografi (PET)

Nükleer görüntüleme yöntemleri içinde en gelişmiş olan PET, 1970'li yıllarda geliştirilmiş olup rutin ve yaygın kullanıma bir glukoz analogu olan FDG'nin 1997 yılında FDA tarafından insanlarda kullanımının onaylanması ile girmiştir.⁸⁵

İlk PET cihazı 1973 yılında A.B.D.'de kullanılmış olup, 1990'lı yıllarda 18F-FDG ile yapılan PET uygulamalarının onkolojide önem kazanması PET yöntemine olan ilgiyi arttırmış ve buna paralel olarak PET kamera teknolojisinde önemli ilerlemeler yaşanmıştır.⁸⁶

Radyoaktif bozunma çeşitlerinden biri olan pozitron emisyonunda proton fazlalığı olan kararsız haldeki hücre çekirdeğinde proton, çekirdeğin kararlı hale dönebilmesi için nötrona dönüşür. Bu sırada ortama pozitif yüklü bir elektron (β^+ ; pozitron) ve bir adet nötrino (ν) salınır.

Reaksiyonda ortaya çıkan nötrino hemen hemen kütsüz olarak kabul edilen ve diğer parçacıklarla çok zayıf etkileşime giren yüksüz bir parçacıktır. Bu sırada ortaya çıkan pozitronun ise ömrü çok kısadır ve enerjisine bağlı olarak ortamda 2-7 mm ilerledikten sonra ortamdaki bir elektronla birleşerek yok olur. Bu olaya annihilasyon (yok olma) denir. Annihilasyon süreci, çekirdekte pozitron salınmasını takiben son derece hızlı (2 nanosaniye) gerçekleşir. Annihilasyon sonucunda elektron ve pozitron, $E=mc^2$ prensibine göre sahip oldukları kütlelerin enerji eşdeğeri olan 511 kiloelektronVolt (keV) enerjili iki gama fotonuna dönüşürler. Oluşan fotonlara yok olma (annihilasyon) fotonları denilir. Bu fotonlar momentum korunumu ilkesi gereğince birbirlerine $180^\circ \pm 0.25^\circ$ açı ile zıt yönde yayılırlar (Şekil 2.10).



Şekil 2.10. Annihilasyon olayı

PET tarama sistemlerinde, annihilasyon sonucu oluşan gama fotonu çiftlerini tespit etmek üzere farklı sayı ve konfigürasyonlarda dedektör halkaları mevcuttur. Birbiri ile 180 derece açı yapacak şekilde konumlanmış dedektör çiftleri, tanımlanan zaman limiti içerisinde tespit edilecek her bir gama foton çiftini sistem bilgisayarında x, y ve z eksen koordinatları ile birlikte tek bir nokta olarak kaydederler. Tanımlanan zaman limiti dışında dedektörlere ulaşan fotonlar ise sayıma dahil edilmezler. Bu ham veriler gelişmiş elektronik yapı ve bilgisayarlar aracılığı ile işlenilerek tomografik PET görüntüleri oluşturulur.^{87,88}

2.16.3.Pozitron Emisyon Tomografi/Bilgisayarlı Tomografi (PET/BT)

İlk entegrePET/BT makinesi kullanıma 1998 yılında girmiştir. Bu sistemlerde BT ile PET gantrileri aynı yatakta arka arkaya yerleştirilmiştir. Böylece hasta yatağından hiç kalkmadan hem X ışını ile transmisyon (BT) hem de normal PET emisyon görüntüleme yapılabilmektedir. Bu sistemde X ışınının transmisyon süresi çok kısa olduğu için PET görüntüleme süresi de kısalmaktadır. Aynı pozisyonda elde edilen yüksek çözünürlüklü morfolojik görüntüler (BT görüntüleri), PET görüntüleri ile tam olarak füzyon yapılabilmektedir.⁸⁹

Son 10 yılda PET/BT primer olarak bir araştırma aracı olmaktan çıkmış, özellikle onkolojik hastalıkların tanı ve takibinde değerli ve non invaziv bir görüntüleme yöntemi olmuştur. PET/BT; vücudun temel yapı taşları olan çeşitli elementlerin pozitron yayan izotopları ile biyolojik farmasötiklerin kombine edilmesi yoluyla elde edilen radyofarmasötikleri kullanarak hücre canlılığını, kanlanmasını ve metabolizmasını değerlendirme imkanı sunan, tomografik görüntüler ve kantitatif parametrelerin kullanıldığı noninvaziv bir görüntüleme yöntemidir.⁸⁷

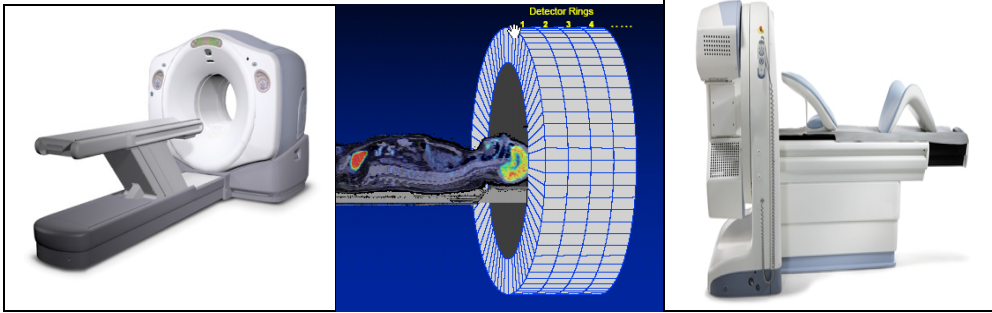
Hasta vücuduna venöz yoldan verilen radyofarmasötiğin, vücut içindeki dağılımı PET tarayıcı veya PET kamera adı verilen sistemlerle belirlenir. Şekil olarak BT cihazına benzemektedir, yatar pozisyonda iken hastanın içinden geçebileceği gantri ve bunun etrafında hasta vücudundan gelen radyoaktif ışınları tespit eden dedektör halkaları ile gelen bilgilerin aktarıldığı ve görüntü oluşturmak üzere işlemden geçirildiği bilgisayar ünitesinden oluşur.⁹⁰ BT; anatomik açıdan detaylı bilgi vermesine rağmen lezyonların benign/malign ayrımında kısıtlamaları olan bir yöntemdir. PET ise zayıf rezolüsyonu nedeniyle hastalığın anatomik lokalizasyonu hakkında az bilgi veren bir yöntem olmasına karşılık metabolik olarak benign/malign ayrımında BT'ye üstün olması nedeniyle değerlidir. Entegre PET/BT cihazları kullanıma girmeden önce BT ve PET görüntüleri görsel olarak ya da farklı cihazlarda çekilip sonradan füzyon görüntüler haline getirilerek incelenebilmekteydi. Ancak bu yöntem zaman almaktaydı ve beyin dışındaki dokularda tam olarak doğru füzyon yapılamamaktaydı. Entegre PET/BT cihazları bu problemin üstesinden gelmeyi donanım füzyonu ile sağlamıştır.⁹¹ Günümüz entegre PET/BT cihazlarında hasta çekiminde öncelikle bir öncü BT görüntüsü alınır. Bunu takiben hasta incelemenin BT kısmına girer daha sonra da gantrinin içinde ilerletilerek PET görüntülerinin alındığı kısma gelir. Görüntülemeyi takiben bu iki veri kümesi bilgisayar yazılımları yardımıyla birleştirilerek füzyon görüntüleri oluşturulur.⁹²

Radyofarmasötik, vücuda girişini takiben katıldığı metabolik yol ile ilişkili olarak organlarda ve lezyon alanlarında tutulur ve tutulduğu alanlardan yaydığı fotonlar detektörlere ulaşmak üzere yolları üzerindeki değişik yoğunluktaki dokulardan geçerler. Bu sırada fotonun dedektörlere ulaşana dek kat ettiği mesafe ve bu yol boyunca içerisinden geçtiği dokuların yoğunluğu ile doğru orantılı olarak (örneğin fotonlar kemik dokudan geçerken, akciğer dokusunda soğurulduğundan daha çok soğurulur) belli oranlarda soğurulurlar. Bu olaya atenüasyon denilir. PET görüntüleme kullanılan gama fotonlarının enerjileri yüksektir (511 keV) ve bu sayede soğurulma konvansiyonel nükleer tıpta sık kullanılan radyonüklidlere oranda sınırlı kalsa da soğurulma nedeniyle bilgisayarlar tarafından görüntülerin oluşturulması sırasında hatalar oluşabilir. Yüksek çözünürlüklü ve doğru sayım değerlerine sahip görüntüler elde etmek için bu soğurulma oranının düzeltilmesi (atenüasyon düzeltmesi) gerekir. Bu düzeltmeyi yapmak için fotonların yolu üzerindeki farklı dokulara ait düzeltme katsayılarının belirlenmesine ihtiyaç vardır. Bu bilgiler günümüz entegre PET/BT cihazlarında tarama öncesi X ışınli BT görüntüleri alınarak (transmisyon görüntüleme) sağlanır ve her bir görüntüye bilgisayar tarafından otomatik olarak uygulanır.⁹³ En önemli avantajlarından biri de PET cihazında atenüasyon düzeltmesi için kullanılan radyoaktif germanyum kaynağının yerine PET/BT’de X ışını kullanılması sayesinde inceleme süresinin belirgin olarak kısılmasıdır. Böyle bir sistem ile tüm vücut görüntülenmesi 15 - 20 dakikada tamamlanabilmektedir.⁹⁴ Entegre PET/BT cihazlarında ayrıca BT sayesinde, PET teknolojisi ile yüksek duyarlılıkla saptanan anormal metabolizma gösteren dokular, vücut içerisinde anatomik olarak doğru lokalize edilebilmekte, boyut ve karakterlerinin anlaşılması mümkün olmaktadır.⁹⁵

3. MATERYAL VE METOT

3.1. Araştırmada Kullanılan Görüntüleme Sistemleri ve Fantomlar

Bu çalışma, Atatürk Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Müdürlüğü'nden alınan "Etik Kurul" onayından sonra Ekim 2013 - Nisan 2013 tarihleri arasında Gülhane Askeri Tıp Akademisi Nükleer Tıp Anabilim Dalı'nda bulunan Pozitron Emisyon Tomografisi/Bilgisayarlı Tomografi (PET/CT) (Discovery 690, GE, USA) (Şekil 1) ve Kardiyak gama kamera (Discovery 530c, GE, İsrail) (Şekil 2) sistemleri kullanılarak gerçekleştirildi.



Şekil 3.1. Discovery 690 PET/CT

Şekil 3.3. Dedektör içine dairesel dizilmiş kristal paketleri (PET/CT)

Şekil 3.2. Discovery 530c Kardiyak Gama Kamera

PET/CT Nükleer Tıp görüntüleme yöntemlerinin teknolojik olarak en gelişmiş olanıdır. Diğer görüntüleme yöntemlerinden farklı olarak metabolik, fonksiyonel ve anatomik bilgi sağlaması en önemli özelliğidir. PET, halka şeklinde dizilmiş seryum aktive edilmiş lutesyum yitiriyum oksosilikat (LYSO) sintilasyon kristali ve bu kristallere birleştirilmiş foton çoğaltıcı tüplerden (PMT) oluşmuştur (Şekil 3). Kristalin ışık verimi %75 olduğundan enerji ve uzaysal ayırma gücü yüksektir. Yoğunluğu 7.4g/cm³ olması nedeniyle anihilasyon fotonlarını durdurma gücü yüksektir. Ayrıca görüntünün 3 boyutlu olarak elde edilmesine olanak sağlayan bilgisayar ve yazılım sistemi içermektedir. Nükleer Tıp Anabilim Dalı'nda kullanılan PET/CT

sistemi Time-of-Flight (TOF) teknolojisine sahiptir. TOF-PET sistemlerinde iki anihilasyon fotonunun dedektörlere ulaşma zamanları arasındaki fark ölçülerek iki dedektör arasındaki yanıt çizgisi Line of Response (LOR) üzerindeki anihilasyon odağı belirlenebildiğinden doğru olarak yüksek uzaysal ayırma gücüne sahiptir.

PET ve BT sistemlerinin aynı donanım içerisinde birleştirilmesi (donanım füzyonu), yazılım füzyonunda karşılaşılan birçok sorunun önemli ölçüde çözümünü sağlamıştır. Birleşik PET/BT sistemlerinde hastaya bir kez pozisyon verilerek aynı hasta yatağının kullanılması mümkün olmakta ve iki tarama arasındaki çok kısa süre nedeniyle iç organ hareketleri minimuma indirilmekte, ayrıca izotop dağılımında zamana bağlı yer değişiklikleri söz konusu olmamaktadır.

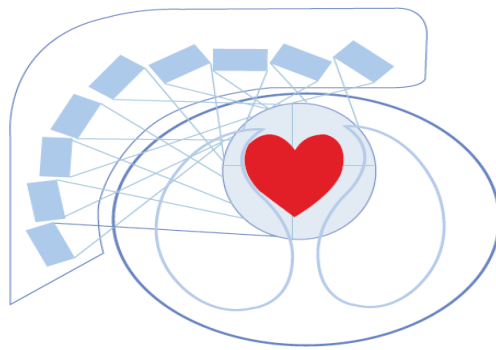
PET/BT protokolünde önce BT ile incelemenin yapılacağı aksiyel uzunluğun saptanabilmesi amacıyla bir topogram görüntüsü alınır. Bu görüntü hasta yatağının sürekli hareketi ile tek bir projeksiyonda klasik X-ışın incelemesine benzeyen Toraks görüntüsüdür (2-10 sn). Daha sonra ilgili bölge helikal tarama (20-50 sn) ve hasta yatağının PET sistemine kaydırılmasıyla PET taraması (5-45 dk) gerçekleştirilir. Bilgilerin toplanmasından sonra BT işlemcisi BT kesitlerini oluşturur ve azalım düzeltmesi için bu görüntüler örneklenerek PET ayırma gücüne indirgenir. BT'deki Hounsfield Unit (HU) değerleri 511 keV'e uyarlanır ve sonrasında PET formatına getirilerek düzeltme işlemi PET emisyon bilgilerinde gerçekleştirilir. Foton azalımına karşı düzeltilmiş bilgiler PET işlemcide kesit görüntüleri olarak elde edilir.

Kardiyak gama kamera, NaI (Tl) kristali yerine CZT (kadminyum çinko tellurid) yarı iletken kristal içerir. Solid State kardiyak kameralarda, hasta dozunun ve çalışma süresinin azaltılması ile iyi bir görüntü kalitesi elde etmek mümkündür. Kadminyum çinko telluride (CZT) dedektörlerin yoğunluğu (yaklaşık 5.8g/cm^3) ve yüksek atom

numarası (Z_{eff} yaklaşık 50) ile NaI den daha büyük lineer atenüasyon katsayısı ile SPECT’de ilgili enerjiler için yüksek durdurma gücü verir.

Oluşturulan foton sayısı NaI için 38 foton/keV, Tc-99m (140keV) için 5300 foton/keV üretir. Bu fotonların 3’de 2’si bir PMT’ye ulaşır, yaklaşık %25’i foto elektronlara dönüştürülür. Bu foto elektronlar, PMT’ler ile çoğaltılır ve biriken enerji ile orantılı genlikli bir elektrik sinyali haline getirilir. Buna karşılık; CZT hemen hemen gelen tüm fotonları elektrik sinyaline dönüştürür.

Kardiyak Kamera’da bulunan 19 adet Pinhole kolimatör, dedektörlerin 9’u hastanın uzun eksenine dik olarak oryante edilmişken, 5 adedi yukarıya 5’i de aşağıya açılarak yerleştirilir ve 3 boyutlu görüntü alma geometrisi elde edilmiş olur (Şekil 4). 19 pinhole kolimatörün her birikalbi aynı anda görüntüler ve sensitivitesi artar. Veri alımı sırasında hiçbir parça hareket etmediğinden bu teknolojiye Alcyone Teknoloji denir ve harekete bağlı artefaktlar azaltılmış olur. Geleneksel gama kameralara göre CZT dedektörlerin sayım hassasiyetinde hiçbir kayıp olmaksızın hatta bir kazanç sağlanarak sayım hassasiyeti 5-10 kat daha iyidir.⁷⁸ Geleneksel cihazlara göre, çekim süresi 2 dk veya daha az zamanda ve daha az dozda stres myokardial perfüzyon sonuçlandırma potansiyeline sahiptir.



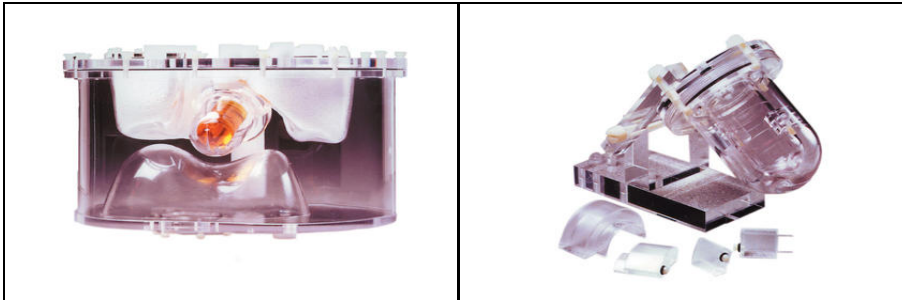
Şekil 3.4. Solid State Kardiyak Kamera pinhol kolimatör dizilimi

Enerjinin direkt olarak çevrilmesi ve fotonun elektronik puls haline dönüştürülmesi sayesinde görüntüleme;

- Uzaysal rezolüsyon
- Enerji rezolüsyonu gelişmiştir.

Konvansiyonel sistemler ile karşılaştırıldığında, *Alcyon* sistemlerde 1,65 kat daha iyi enerji rezolüsyonu (%5.7-%9.4), yaklaşık olarak iki kat uzaysal rezolüsyona (5mm-11mm) ve 5 kat ile 10 kat daha fazla sayım hassasiyetine sahiptir. Dedektör kenarlarında hiçbir ölü alan yoktur (UFOV=CFOV).^{78,80}

Her iki sistemde de çalışmalarımızı veri alım zamanını toplam 6 dk. olacak şekilde ayarladık. İnsan vücudunu ve kalbini simüle etmek için Şekil 3.5 ve Şekil 3.6'da gösterilen *Anthromorphic* fantom ve kalp fantomu kullanılmıştır. *Anthropomorphic* SPECT fantom içinde kalp fantomu ile beraber büyük insan vücudunun torax bölgesinin ölçülerine uygun olacak şekilde tasarlanmış olup bu tip çalışmalar için ideal görüntüleme imkanı sağlamaktadır.



Şekil 3.5. Anthropomorphic SPECT Phantom

Materyal : Akrilik
Duvar Kalınlığı : 9,5 mm
Karaciğer Hacmi : 1,2 lt
Background Hacmi : 10,3 lt

Şekil 3.6. Cardiac Insert

Materyal : Akrilik
Ventrikül Boyutları : 9.3 x 6.1 cm
Ventrikül Hacmi : 60 ml
Miyokardiyum kalınlığı : 1,0 cm
Miyokardiyum hacmi : 110 ml

PET/BT ve gama kamerada görüntülemeler, tek gün protokolündeki gated'li istirahat görüntülemeyi taklid edecek şekilde kaydedilmiştir.

3.2. Radyofarmasötik Hazırlanışı

Teknesyum-99m (Tc-99m) yarı ömrü 6 saat, enerjisi 140 keV (140 kilo elektron volt) olan tek bir gama ışınına sahip, steril-apirojen-carrier free olarak Molibden-99/Tc-99m (Mo-99/Tc-99m) jeneratöründen (CIS bio international, CEDEX, France) elde edilmiştir. Çalışma için kullanılan doz miktarları (CRC-15R, Capintec, USA) Doz Kalibratöründe ölçüldü. Kardiyak kamera sisteminde yapılan çalışmalarda, kalp fantomunun 110 ml olan Miyokard duvar boşluğuna ml başına 100 kBq, 60ml olan ventrikül boşluğuna ml başına 10 kBq miktarında Tc-99m radyoaktif madde su ile beraber fantomun yarısına kadar dolduruldu ve iyice karıştırıldı. Fantom içinde hava boşluğu kalmayacak şekilde doldurulduktan sonra su ve Tc-99m radyoaktif maddenin iyice karışması için belli bir süre bekletildi.

2-floro-2-deoksi D-glukoz (FDG), hasta sayısına göre hazırlanan dozda hazır vialler içinde üretici firma tarafından çekim günü sabahı PET ünitesine getirilmektedir. Çalışma için kullanılan doz miktarları (Atomlab 500, Biodex, USA) Doz Kalibratöründe ölçüldü. PET/CT sisteminde yapılan çalışmalarda 110 ml olan Miyokard duvarı simüle eden boşluğa ml başına 100 kBq, 60ml olan ventrikül boşluğuna ml başına 10 kBq miktarında F-18 FDG radyoaktif madde doz kalibratöründe ölçülerek konmuştur ve iyice karıştırılmıştır. Fantom içinde hava boşluğu kalmayacak şekilde doldurulduktan sonra su ve FDG radyoaktif maddenin iyice karışması için belli bir süre bekletildi.

3.3. Kardiyak Gama Kamerada Görüntüleme Tekniği

Hasta hareketleri hareket miktarı, axiyel yönde 1 piksel (4 mm), 3 piksel (12 mm) ve 5 piksel (20 mm) boyutlarında olacak şekilde ve bu hareketler çekim süresinin başında, ortasında ve sonunda olmak üzere 3 farklı zamanda olacak şekilde taklit

edilmiştir. Çalışmalar kardiyak gama kamerada hareketsiz bazal bir görüntüleme yapıldıktan sonra farklı günlerde 10 kez tekrarlanmıştır (Tablo 3.1).

Tüm görüntülemeler, rutin myokardiyal perfüzyon SPECT tek gün protokolündeki çalışmasına uygun olarak gerçekleştirildi. Çekim süresi 6 dk olarak planlandı. Çekim süresinin 1.dk'sında 3.dk'sında ve 5.dk'sında sırasıyla 1 piksel, 3 piksel ve 5 piksel'lik aksiyel hareketler oluşturuldu. Kalbin anterior sol oblikyönünden posterior sol oblik yönüne kadar olan kısmından çekim yapıldı. $140 \pm \%20$ keV enerji pikinde ve görüntü boyutu 64×64 matriks olacak şekilde görüntüler alındı. Alınan görüntüler atenuasyon düzeltmesi yapılmadan, Ordered Subset Expectation Maximization (OSEM) metodu ile rekonstrükte edildi.

Yarı sayısal (Semi-kantitatif) değerlendirme yapmak için Quantitative Gated SPECT (QGS/QPS, Cedars-Sinai Medical Center, Los Angeles, CA) otomatik sayısal değerlendirme yazılım programı kullanılarak Bull's eye görüntüleri (polar harita) oluşturuldu ve bu polar haritalar 20 segment modeli üzerinden değerlendirildi. Hareketin neden olduğu artefaktların etkileri polar harita üzerinden değerlendirildi. Bull's eye görüntülerinden Sol ön inen arter (LAD) Sol sirkümfleks arter (LCx) ve Sağ Koroner Arter (RCA) bölgelerinden elde edilen sayısal değerlerin ortalamalarını karşılaştırarak farklılıklar istatistiksel olarak incelendi.

3.4.PET/BT Görüntüleme Tekniği

Çekim süresinin 1.dk'sında 3.dk'sında ve 5.dk'sında sırasıyla 1 piksel (4mm), 3 piksel (12 mm) ve 5 piksel (20 mm)'lik hareketler aksiyel yönde çalışmanın başında, ortasında ve sonunda olacak şekilde oluşturuldu ve her bir görüntüleme 10 kez farklı günlerde tekrarlandı. Görüntüler "CardIQ Physio" yazılımı kullanılarak analiz edildi. Bull's eye görüntüleri (polar harita) oluşturuldu. Yarı sayısal değerlendirmeler 20 segment modeline göre yapıldı. Bull's eye görüntülerinden Sol ön inen arter (LAD) Sol

sirkümfleks arter (LCx) veSağ Koroner Arter (RCA) bölgelerinden elde edilen sayısal değerlerin ortalamaları alınarak istatistiksel analizde kullanıldı (Tablo 3.1).

Tek bir kamerada aldığımız fantom çekim sayısı 120 adettir. Toplam iki kamerada 240 adet fantom görüntüleme çalışması yapılmıştır.

Tablo 3.1. Çekim Sayısı

Aksiyel yönde	Çalışmanın başında				Çalışmanın ortasında				Çalışmanın sonunda			
	Bazal	1 piksel	3piksel	5piksel	Bazal	1 piksel	3piksel	5 piksel	Bazal	1piksel	3 piksel	5 piksel
Tekrar Sayısı	10	10	10	10	10	10	10	10	10	10	10	10

3.5. İstatistiksel Analiz

Analizlerde SPSS 16.0 programı, Oneway Anova Post HocTurkey İstatistiksel analiz yöntemi kullanıldı. Kıyaslamalarda $p < 0.05$ için sonuçlar anlamlı olarak kabul edildi. Gruplar arası farkların önemi tek yönlü varyans analizi (ANOVA) testi ile araştırıldı. Gruplar arası farklar anlamlı bulunduğu post-hoc test olarakTurkey HSD kullanıldı ve hangi grubun diğerlerinden farklı olduğu araştırıldı. Devamlı değişkenler ortalama \pm SD olarak ifade edildi. Bütün p değerleri iki yönlü olup, önem derecesi olarak $p < 0.05$ eşik değeri baz alındı. İstatistiksel analizler SPSS (SPSS inc., Chicago, IL, USA) programının windows için uygun 16. sürümü kullanılarak yapıldı.

4. BULGULAR

4.1. Çalışmaların Sınıflandırılması

Çalışmalarımızın bull's eye (polar harita) görüntülerinden elde edilen aktivite dağılımının ortalama yüzde (%) oranları, Kardiyak kamera için tablo 4.1, tablo 4.2, tablo 4.3'de, PET/BT için tablo 4.5, tablo 4.6 ve tablo 4.7'de gösterilmiştir.

4.1.1. Kardiyak Kameradaki Ortalama Aktivite Dağılım Oranları

Çekim süresinin başında ortasında ve sonunda, 10 farklı çalışmanın bazal, 1 piksel, 3 piksel ve 5 piksel hareketi sonucunda polar haritadan elde edilen aktivite dağılımlarının yüzde (%) oranları tablo 4.1, tablo 4.2. ve tablo 4.3'de verilmiştir.

Tablo 4.1. Çekim başındaki aktivite dağılımları

ÇEKİMİN BAŞINDA OLUŞTURULAN HAREKET				
ÇEKİM SAYISI	BAZAL	1 PİKSEL	3 PİKSEL	5 PİKSEL
1	80.66	78.66	78.66	75.66
2	83.83	88	86.33	83.66
3	87	84.66	81.66	81.66
4	86.33	86.33	84	83.66
5	83	82.66	82	78.33
6	81.66	81	80.66	79.66
7	84.66	84.33	82.66	80.66
8	88	87.33	87.66	85
9	88.66	87.33	88.33	87
10	80.66	78.66	78.66	75.66

Tablo 4.2. Çekim ortasındaki aktivite dağılımları

ÇEKİMİN ORTASINDA OLUŞTURULAN HAREKET				
ÇEKİM SAYISI	BAZAL	1 PİKSEL	3 PİKSEL	5 PİKSEL
1	80,66	81,33	76	65,66
2	86,66	86,33	83,66	79,66
3	87	85,66	83,33	81,33
4	86,33	87,66	83,66	82
5	83	82,33	79,66	78,33
6	81,66	82	81	79
7	84,66	84	83	81
8	88	89,33	87,66	85,33
9	88,66	87	84,33	84,33
10	80,66	81,33	76	65,66

Tablo 4.3. Çekim sonundaki aktivite dağılımları

ÇEKİMİN SONUNDA OLUŞTURULAN HAREKET				
ÇEKİM SAYISI	BAZAL	1 PİKSEL	3 PİKSEL	5 PİKSEL
1	83,66	84	85	83,33
2	86,33	85,33	86,33	85,33
3	87	85,33	84,33	83
4	86,33	88	88	82,66
5	83	83	81	80
6	81,66	82	82,66	80
7	84,66	82,33	84,66	81
8	88	89	89,33	86,33
9	88,66	85,66	85,33	83
10	80,66	84	85	83,33

4.1.2. PET/BT Aktivite Dağılımlarının %Oranları

Çekim süresinin başında ortasında ve sonunda, 10 farklı çalışmanın bazal, 1 piksel, 3 piksel ve 5 piksellik hareketi sonucunda polar haritadan elde edilen aktivite dağılımlarının yüzde (%) oranları tablo 4.4, tablo 4.5 ve tablo 4.6’da verilmiştir.

Tablo 4.4. Çekim başındaki aktivite dağılımları

ÇEKİMİN BAŞINDA OLUŞTURULAN HAREKET				
ÇEKİM SAYISI	BAZAL	1 PİKSEL	3 PİKSEL	5 PİKSEL
1	89.33	89.33	85.66	76.33
2	90	88.33	86.33	86.33
3	92	88	86	84.66
4	83.66	88.66	88.66	92.66
5	92	90.33	88	87
6	90	88.33	86.33	86.33
7	83.66	88.66	88.66	92.66
8	95.33	91.66	89	88.33
9	83.66	88.66	88.66	92.66
10	90	88.33	86.33	86.33

Tablo 4.5. Çekim ortasındaki aktivite dağılımları

ÇEKİMİN ORTASINDA OLUŞTURULAN HAREKET				
ÇEKİM SAYISI	BAZAL	1 PİKSEL	3 PİKSEL	5 PİKSEL
1	89.33	89.33	87	86
2	90	91.66	90.33	90.33
3	92	92,33	89.66	89
4	83.66	89	91.66	90.33
5	92	90	92.33	88
6	90	91.66	90.33	90.33
7	83.66	89	91.66	90.33
8	95.33	90	92	89
9	83.66	89	91.66	90.33
10	90	91.66	90.33	90.33

Tablo 4.6. Çekim sonundaki aktivite dağılımları

ÇEKİMİN SONUNDA OLUŞTURULAN HAREKET				
ÇEKİM SAYISI	BAZAL	1 PİKSEL	3 PİKSEL	5 PİKSEL
1	89.33	90	87.66	86
2	90	91.66	94	89
3	92	92	90.66	86.66
4	83.66	85	90.66	88.66
5	92	89.33	91.66	85.66
6	90	91.66	94	89
7	83.66	85	90.66	88.66
8	95.33	90.33	92.66	87.66
9	83.66	85	90.66	88.66
10	90	91.66	94	89

4.2. Verilerin istatistiksel analizi

4.2.1. Kardiyak Gama Kameradan Alınan Aktivite Dağılımlarının

İstatistik Analizi

Kardiyak gama kamerada üç farklı zamanda yapılan üç farklı mesafede farklı günlerde alınan görüntülerin polar haritadan alınan aktivite dağılımların %oranlarının ortalama, standart sapma ve p değerleri tablo 4.7’de gösterilmektedir.

Tablo 4.7. KardiyakGama Kamera’nın Toplam görüntülerin istatistiksel analizi

Hareket Zamanı	Hareket Miktarı				P*
	Bazal	1 piksel	3 piksel	5 piksel	
Başında	84.76±3.06	83.9±3.52	83.07±3.46	81.10±3.83	0.128
Ortasında	84.73±3.03	84.7±2.89	81.83±3.71	78.23±6.97	0.007
Sonunda	85.0±2.07	84.87±2.3	85.17±2.39	82.79±2.07	0.106
P**	0.976	0.738	0.085	0.113	

P*:Hareket miktarları arasındaki gruplar arası istatistiksel farklılıkları

P:** Hareketin olduğu zamanlar arasındaki istatistiksel farklılıkları göstermektedir.

Bütün gruplarda çalışmanın başında ortasında ve sonunda oluşturulan hareketler arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark saptanmamıştır.

Çalışmanın başında ve sonunda oluşturulan 1, 3 ve 5 piksellik hareketler ile bazal çalışmalar arasında anlamlı fark bulunmaz iken çalışmanın ortasında oluşturulan hareketlerin gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık oluşturduğu saptanmıştır ($p<0.05$), (Tablo 4.8). Post hoc analizlerde bu farkın 5 piksellik hareket oluşturulan grup ile bazal ($p:0.013$) ve 1 piksellik hareket oluşturulan grup ($p:0.013$)’ten kaynaklandığı anlaşılmıştır ($p<0.05$).

4.2.2.PET/BT den Alınan Aktivite Dağılımlarının İstatistik Analizi

PET/BT de üç farklı zamanda yapılan üç farklı mesafede farklı günlerde alınan 10 adet görüntünün polar haritadan alınan aktivite dağılımların %oranlarının ortalama, standart sapma ve p değerleri tablo 4.8’de gösterilmektedir.

Tablo 4.8. PET/BT nin toplam görüntülerin istatistiksel analizi

Hareket Zamanı	Hareket Miktarı				P*
	Bazal	1 piksel	3 piksel	5 piksel	
Başında	88.97±4.03	89.03±1.14	87.37±1.34	87.33±4.92	0.484
Ortasında	88.97±4.03	90.37±1.33	90.7±1.58	89.4±1.45	0.337
Sonunda	88.97±4.03	89.17±3.0	91.67±2.04	87.9±1.32	0.032
P**	1	0.278	<0.001	0.312	

P*: Hareket miktarları arasındaki gruplararası istatistiksel farklılıklar

P***: Hareketin oluşturulduğu zamanlar arasındaki istatistiksel farklılıklar

3 piksel dışında diğer gruplarda çalışmanın başında ortasında ve sonunda oluşturulan hareketler arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark saptanmamıştır.

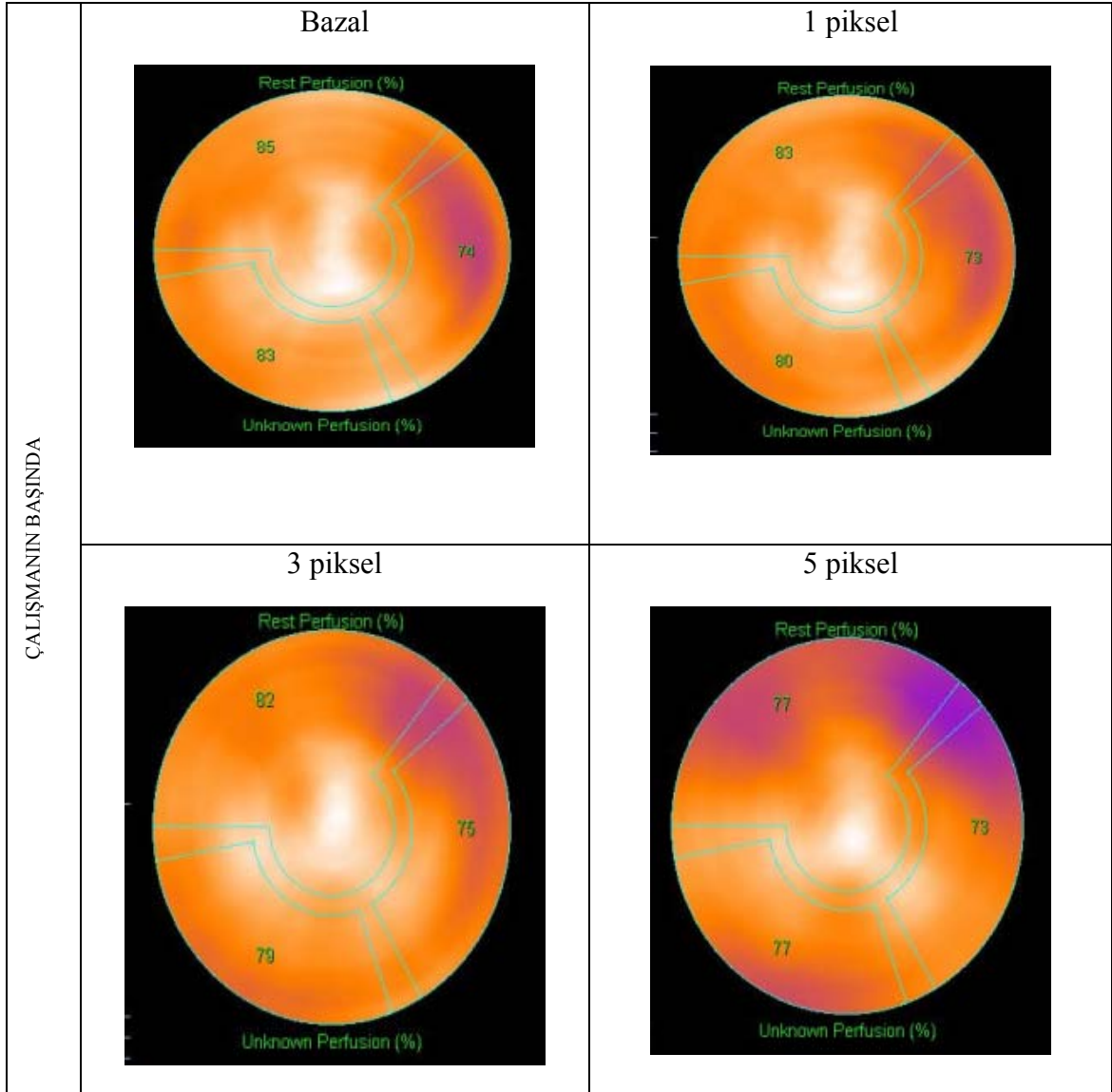
Ancak 3 piksellik hareket oluşturulan grupta, hareketin çalışmanın başında ortasında yada sonunda oluşturulması arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmuştur ($p<0.001$). Post hoc analizlerde bu farkın, çalışmanın başında ve ortasında ($p<0.001$) ya da çalışmanın başında ve sonunda ($p<0.001$) olmasından kaynaklandığı anlaşılmış olup çalışmanın ortasında ve sonunda arasında ($p:0.411$) istatistiksel anlamlı bir fark saptanmamıştır.

Çalışmanın başında ve ortasında oluşturulan 1, 3 ve 5 piksellik hareketler ile bazal çalışmalar arasında anlamlı fark bulunmaz iken çalışmanın sonunda oluşturulan hareketlerin gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı birfarklılık oluşturduğu saptanmıştır ($p:0.032$). Post hoc analizlerde bu farkın 5 piksellik hareket oluşturulan grup ile 3 piksellik hareket oluşturulan grup ($p:0.023$)’ten kaynaklandığı anlaşılmıştır.

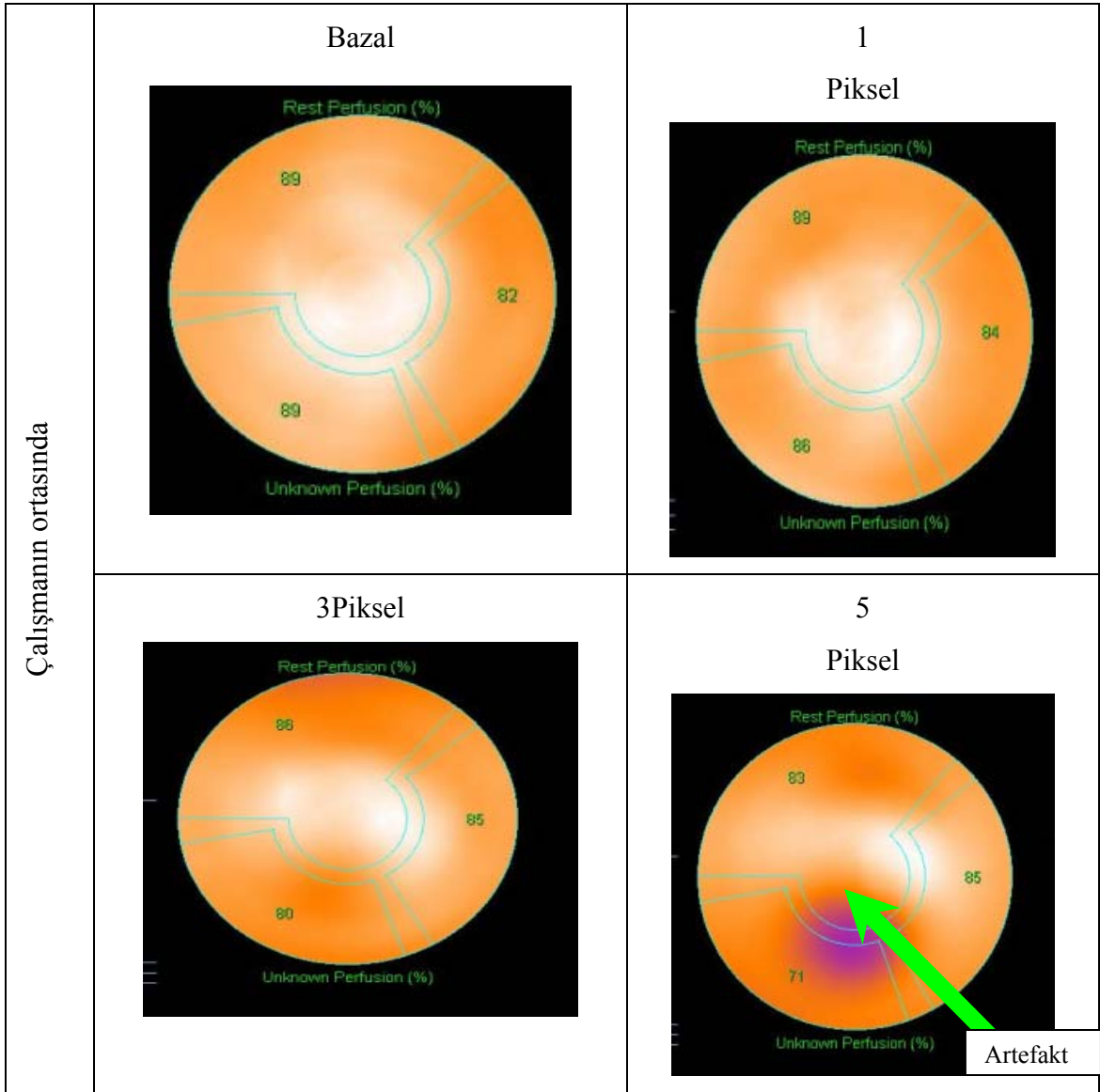
4.3. Çalışmanın Bull’s eye Görüntüleri

Çalışma süresinin başında, ortasında ve sonunda bazal, 1 piksel, 3 piksel ve 5 piksel’lik hareket oluşturduktan sonra Bull’s eye görüntülerinden elde edilen polar haritadanaktivite dağılımının vasküler alanlara uygulanmış % dağılımı şekil 4.1, şekil 4.2, şekil 4.3, şekil 4.4, şekil 4.5 ve şekil 4.6’da gösterilmiştir.

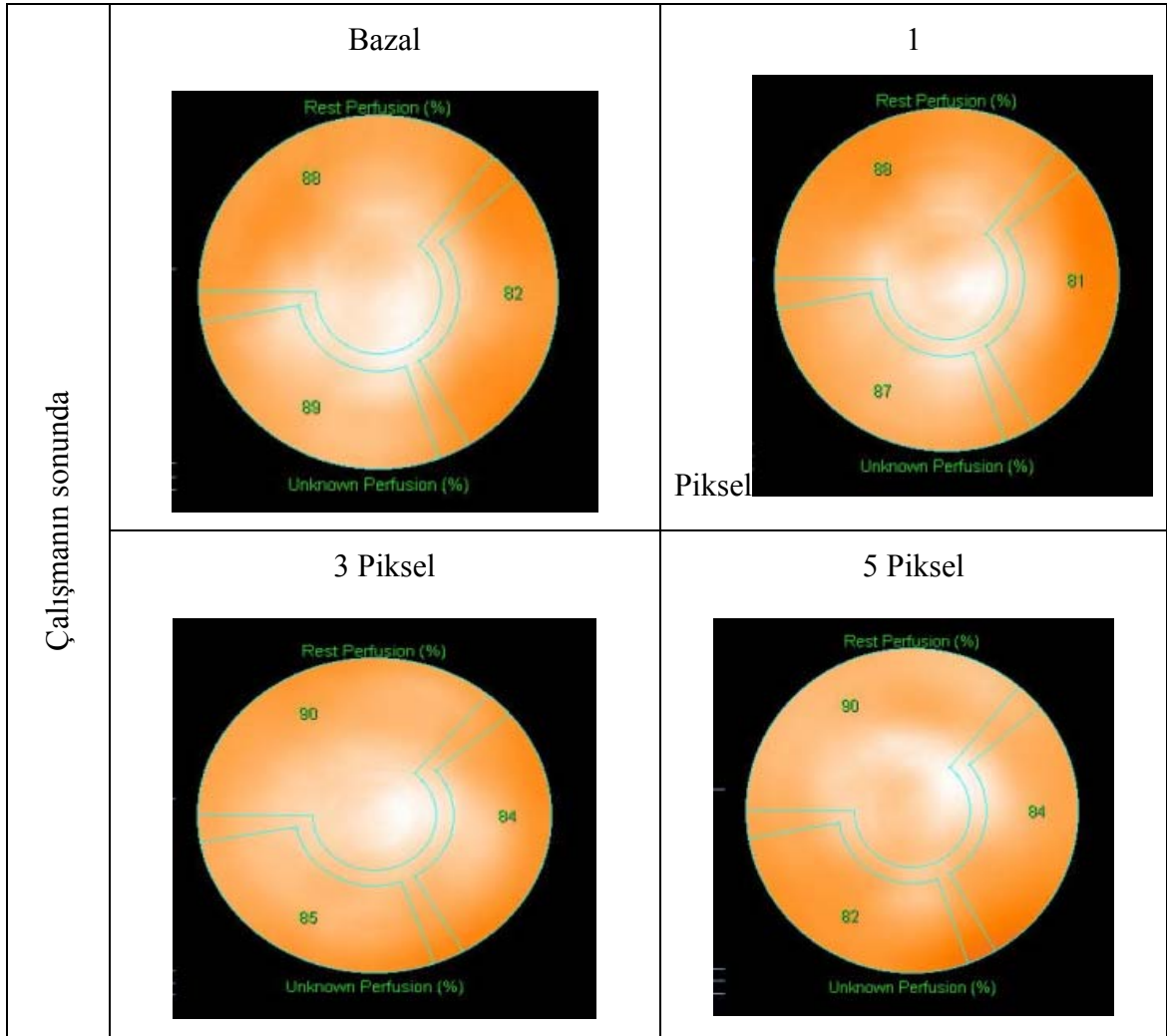
4.3.1. Kardiyak Gama Kameranın Bull's eye Görüntüleri



Şekil 4.1. Çalışmanın Başında Bull's eye görüntüleri

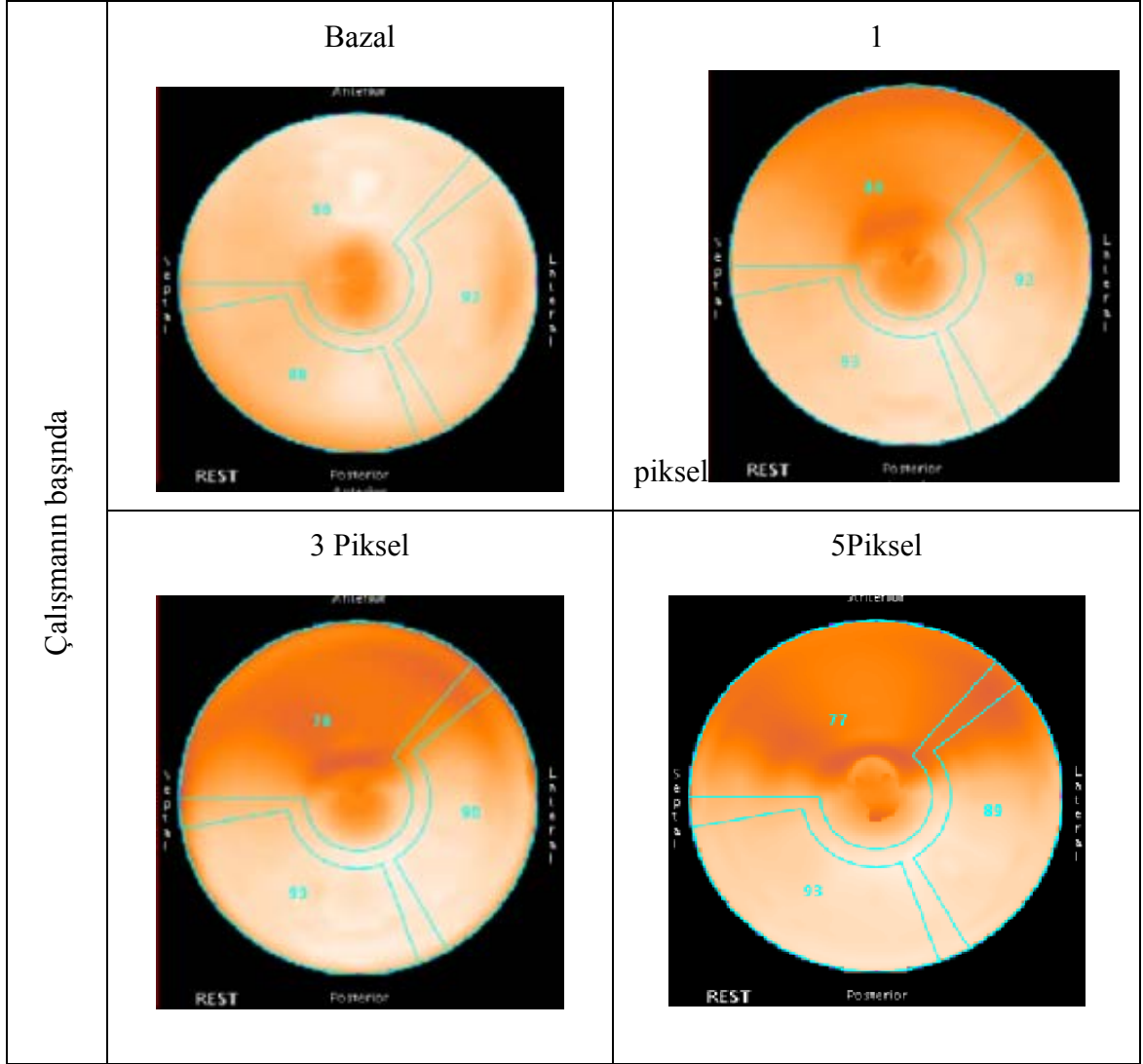


Şekil 4.2.Çalışmanın Ortasında Bull's eye görüntüleri

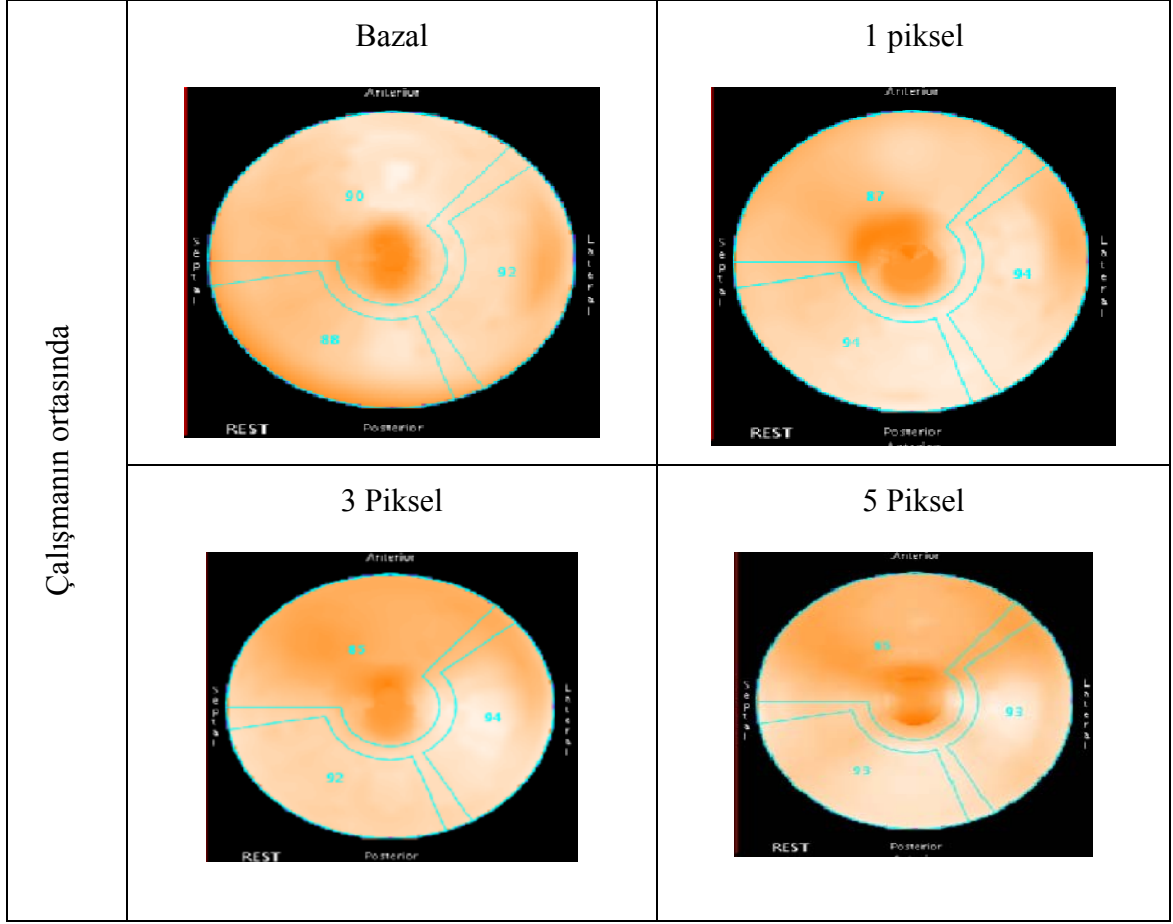


Şekil 4.3. Çalışmanın Sonunda Bull's eye görüntüleri

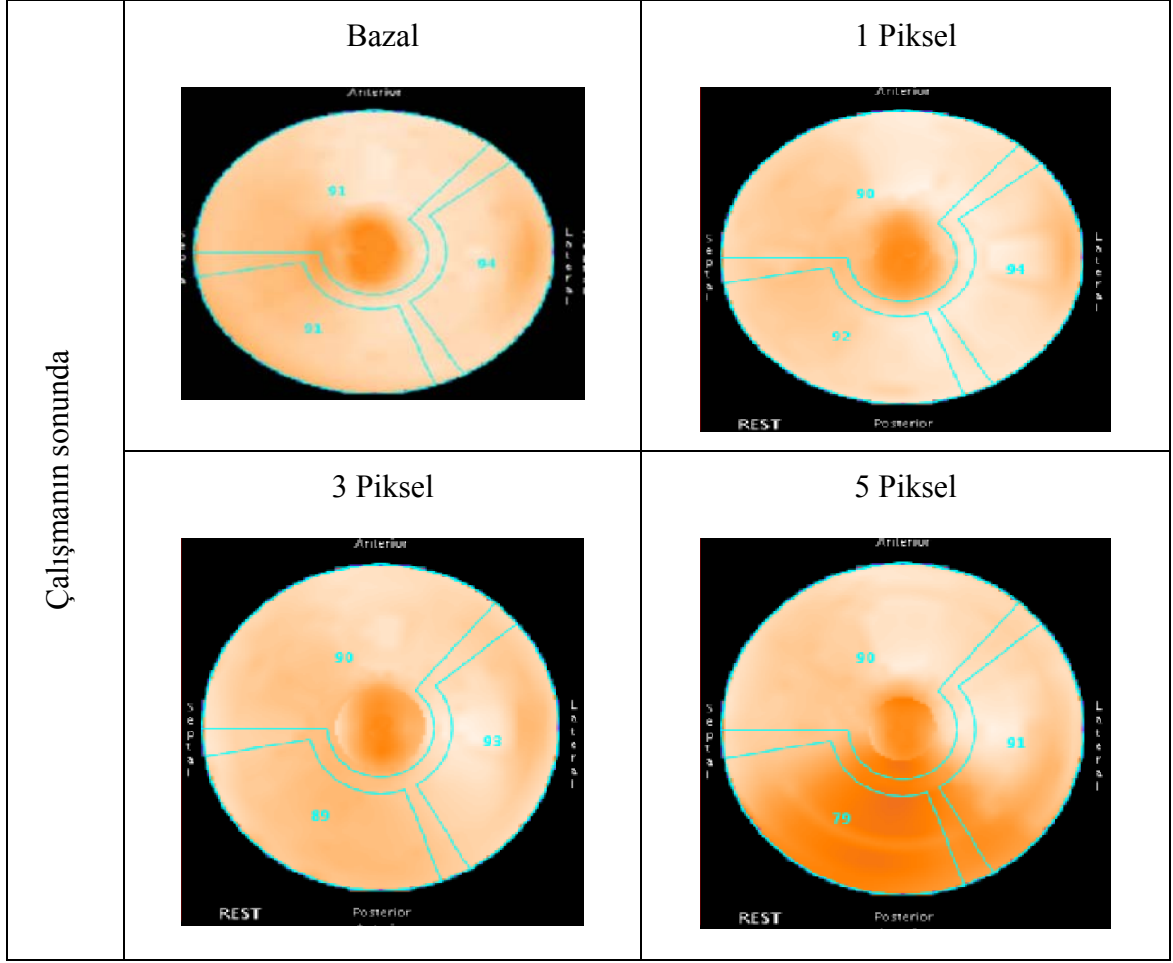
4.3.2. PET/BTBull's eye Görüntüleri



Şekil 4.4.Çalışmanın Başında Bull's eye görüntüleri



Şekil 4.5. Çalışmanın Ortasında Bull's eye görüntüleri



Şekil 4.6. Çalışmanın Sonunda Bull's eye görüntüleri

5. TARTIŞMA

Bu tez çalışması, yeni nesil kardiyak gama kamera ve PET/BT cihazlarında alınan miyokardiyal perfüzyon görüntüleme, hastalarının aksiyel yönde hareket etmeleri sonucu meydana gelen artefaktları tespit etmek için hazırlandı. *AnthropomorphicSPECTFantom* ile alınan görüntüleme, hasta hareketini aksiyel yönde, farklı mesafelerde ve farklı zamanlarda olmak üzere 10 kez tekrar edilerek istatistiksel değerlendirme yapıldı. Bu güne kadar yapılan çalışmalarda geleneksel gama kameralar kullanılmıştır. Geleneksel gama kameralarda dedektör belli açılarda hasta etrafında dönerek görüntü topladığından, 12mm'lik bir hareket bile koroner arter hastalığını taklit eden önemli artefaktlara neden olmakta veya dedektörler hasta etrafında döndüğünden COR (centre of rotation) hatasına benzer hatalar çıkmakta ve miyokard duvarında perfüzyon defekti olarak sonuçlanmaktadır.⁹⁶ Genellikle bu türlü hataları ortadan kaldırmak için linear interpolasyon yöntemi yani görüntü karelerini kaydırma yöntemiyle düzeltmeler yapılmaktadır. Bu çalışmada kullanılan her iki sistemde de dedektör hasta etrafında dönmemektedir. Kardiyak gama kamera sonuçlarında çekim süresinin başında ve sonunda oluşturulan 4 mm, 12 mm ve 20 mm'lik hareketler ile hareketsiz çalışmalar arasında anlamlı fark bulunmadı. Çekim süresinin ortasında oluşturulan hareketler arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulundu ($p<0.05$). Post hoc analizlerde bu farkın 20 mm hareket oluşturulan grup ile hareketsiz ve 4 mm hareket oluşturulan grup'tan kaynaklandığı anlaşılmıştır.

PET/BT sisteminde ise çekim süresinin başında ve ortasında oluşturulan, 4 mm, 12 mm ve 20 mm'lik hareketler ile hareketsiz çalışmalar arasında istatistiksel fark bulunmadı. Çekim süresinin sonunda oluşturulan hareketler arasında ise istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulundu. Post hoc analizlerde bu farkın 20 mm hareket oluşturulan grup ile 3 piksellik hareket oluşturulan grup'tan kaynaklandığı anlaşılmıştır.

Steven Burrel ve arkadaşlarının miyokardiyal perfüzyon görüntüleme artefakt ve pitfalllar adlı çalışmalarında birçok hareket parametrelerinin, hata oluşturma olasılığı ve hatanın büyüklüğünü etkileyebileceğini göstermişlerdir. Hareketin derecesi ne kadar büyükse, hata olasılığı da o kadar büyüktür. 0.5 piksellik (3.25 mm) hareketin fark edilebilir bir artefakt oluşturmadığı, 1 piksellik hareketin saptanabilir bir etki yaratabileceği ancak bunun nadiren klinik olarak anlamlı olduğu, 2 piksellik ya da daha fazla hareketin daima saptanabilir bir artefakt oluşturduğu gözlenmiştir. Aksiyel yönde olan bir hareket, lateral olan hareketten daha önemlidir. Çekim süresinin ortasında meydana gelen hareket, sonda ya da başta meydana gelen hareket sonrası oluşan artefaktan daha anlamlıdır.⁹⁷ Steven Burrel ve arkadaşlarının çalışmasında olduğu gibi kardiyak gama kamera ile yapılan çalışma sonucunda da çekim süresinin ortasındaki hareket artefaktı anlamlıdır.

Diğer bir çalışmada, Cooper ve arkadaşları hasta hareketlerinin miyokardiyal perfüzyon görüntüleme klinik önemini, Bull'eye görüntülerinden elde edilen aktivite dağılımının % oranları ile saptamışlardır. 3.25 mm'lik (0.5 piksel) hareketlerde meydana gelen artefaktlar görsel olarak tespit edilememekte, 6.5 mm'lik olan hareketlerde artefaktlar görsel olarak tespit edilmekte fakat klinik olarak önemli olmamaktadır. 13 mm'lik hareketlerde hem görsel hem de sayısal olarak artefaktlar gözükmemektedir. Aksiyel yöndeki hareketten kaynaklanan artefaktlar, lateral yöndeki hareketten kaynaklanan artefaktlardan daha belirgindir. Aksiyel yönde 3.25 mm, 6.5 mm ve 13 mm'lik hareketler 45⁰'lik açıda (left anterior oblik) artefakt oluşturur fakat 6.5 mm'lik mesafeye kadar olan hareketler klinik olarak anlamlı olmadığı gösterilmiştir. 3.25 mm'den büyük aksiyel yöndeki hareket artefaktı, lateral yöndeki hareket artefaktına göre daha belirgindir. Çalışma sonucuna göre, geleneksel gama kameralarda 1 piksel (6.5 mm) büyüklüğünde küçük bir hareket, miyokardiyal perfüzyon görüntülerinde

perfüzyon anormallikleri oluşturabildiği ve bunun da perfüzyon defekti olarak yanlış değerlendirildiği gözlenmiştir.⁹⁸

Jeffrey A. Cooper ve arkadaşları, geleneksel gama kameralarda alınan hareketli miyokardiyal perfüzyon görüntüleri Bull's eye analizi yapılarak oluşturulan sayısal polar haritadaki aktivite dağılımının yüzde oranlarından, hasta hareketinden kaynaklanan artefaktların, hareketin yönüne, hareketin olduğu kamera açısına ve hareket mesafesine bağlı olduğunu gösterilmiştir. Çalışmamızda hareketten kaynaklanan artefaktların hareket mesafesine ve hareketin oluşma zamanına bağlı olduğu gözlenmiştir.

J. Friedman ve arkadaşları, miyokardiyal perfüzyon SPECT görüntüleme hareket olduğunu belirlemek için hasta çekimi sırasında anterior göğüs altına Co-57 nokta kaynak yerleştirdi. Hareketsiz çekimlerde toplam 180°'lik 32 görüntünün düzlemsel toplamında düz bir çizgi elde edilirken, hareketli çekimlerde bu çizgiden sapmalar olmasından hareketi belirlemiş oldular. Toplam 48 hasta çalışmasının 8'inde hareket tespit etmişler ve bunlardan 3'ü 2 piksellik, 5'i 1 piksellik hareket etmişler. Hareket sonrası yapılan düzeltme tekniklerinde 8 hastanın 7'sinde, 2 piksellik harekette %71, 1 piksellik harekette %44'lük bir düzelme sağlanmıştır.⁹⁹

Farklı bir diğer çalışma da Eisner R., Geckle WJ. ve arkadaşlarına göre, sayısal yöntemler ile görüntü artefaktların lokasyonunu ve insidansının tahmin edilebileceği ve hareket düzeltmeleri için kullanılabilir olduğu gösterilmiştir.¹⁰⁰

Tomografik MPI sırasında hasta hareketlerini algılamada çeşitli yöntemler vardır. Jeffrey A. Cooper ve arkadaşları tomografik miyokard perfüzyon görüntüleme sırasında hasta hareketinin önemli görsel ve sayısal artefaktlara neden olabileceğini, bunları algılamak için dört yöntemin etkinliğini belirtmiş ve sayısal yöntemler ile hareket

mesafesi, hareketin yönü ve hareketin olduğu kamera açısının tahmin edileceğini bildirmişlerdir.¹⁰¹

- Cine kontrol
- Cross-correlation
- Diverging squares
- Two-dimensional fit

Hareket artefaktın görsel olarak belirlenmesinde cine modu önemlidir. Diverging squares yöntemi ile, her projeksiyondaki kalp görüntüsünün merkezinin koordinatlarını tahmin ediyor. Cross-correlation, düzlemsel görüntüler arasında kayma mesafesini tahmin ederek frame'ler arası ani hasta hareketi mesafesini ölçüyor. Two-dimensional fit yöntemi, kameranın dönme merkezi ile transaksiyel düzlemde kalbin x ve y konumlarını kullanarak ardışık yansıtılan görüntüler arasında kalbin lateral kayma konumu her kamera açısı için hesaplanır.

R. Glenn Wells ve arkadaşları, solunum hareketlerinin organ hareketlerine neden olmasıyla kardiyak PET/BT çalışmalarında artefakt oluşacağını incelemişler. Çalışmalarında inspirasyon ve ekpirasyon arasında aksiyel yönde 8 mm'e eşit ve büyük hareketlerde önemli görüntü farklılıkları gözlemlədiler. Stress ve rest çalışmalarındaki farklılıkları da gözlemlədiler. 20 hasta çalışmasında 8 mm'den büyük hareketler meydana gelmiş ve bunlardan 9 hasta görüntüsünde farkedilebilir değişikliğe sebep olduğunu bildirmişler. Bu 9 hasta görüntüsünden 8'inin görüntüsü Phase-aligned respiratory motion algoritması ile düzeltilerek solunum hareketlerinden dolayı oluşan artefaktlar yok edilmiştir.¹⁰²

Jonghye Woo ve arkadaşlarının yaptıkları çalışmada PET/BT'de stress ve rest görüntülerinde hasta hareketini algılamak ve oluşan artefaktların düzeltilmesi. Yazarlar 21 erkek, 9'u kadın hasta olmak üzere 60 veri incelemişlerdir. Stress ve rest için maksimum algılanılan hareket sırasıyla, flurpiridaz F-18 perfüzyon çalışmasında 5.2mm

ve 4.9 mm, 2Rb perfüzyon çalışmasında 3.0 mm ve 4.3 mm'dir. Kaydırma tekniği ile sol ventrikül'de oluşan artefaktların giderilmesinde %93 başarı elde edildi. Otomatik olarak PET/BT'de uygulanan hareket düzeltme teknikleri ile doğru ve güvenilir görüntü kalitesi elde edilmiş olur.¹⁰³

K. McLeish ve arkadaşları, solunum hareketlerinin oluşturduğu artefaktları gözlemek için 8'i gönüllü 10 hasta görüntüsü üzerinde çalıştı. Bu çalışmaya göre kraniyokaudal, anterior-posterior ve sağ-solyönündeki küçük değişimler gözlenmiştir. 10 mm'lik hareketler sağ atrium'da defect oluşturduğu gözlenmiştir. Bunların düzeltilmesi için motion correction teknikleri kullanmak gerekli olduğunu belirtmişlerdir.¹⁰⁴

Eisner R.L ve arkadaşlarının yaptığı çalışmada, miyokardiyal perfüzyon sintigrafisi sırasında hasta hareketlerinin çekim zamanına bağlı olup olmadığı sorusuna cevap bulunmuş ve hasta hareketi çekim süresinin ortasında ve 3.25 mm'lik mesafede gerçekleşirse, perfüzyon görüntülerinde artefakt oluşturduğu belirlenmiştir. Ayrıca bu artefaktların bazı düzeltme tekniği ile azalabileceğini hatta yok edileceğini belirlemiş ve çapraz korelasyon yöntemi ile 3.25 mm (0,5 piksel)'den daha az hareketlerin oluşturduğu artefaktların düzeltilebildiğini göstermişlerdir.¹⁰⁵

Bizim çalışmamızın bu çalışmalardan farkı, kullanılan kardiyak gama kameranın dedektör sisteminin sabit olması, hasta etrafında dönerek bilgi toplamaması önemli bir avantajdır. Bu yeni sistem kardiyak kamerada çekim süresinin kısa olması da hasta hareketinin olma olasılığını düşürmektedir. PET/BT sisteminde ise, genelde nefes alıp vermedeki farklılıklardan kaynaklanan hareket artefaktları üzerinde çalışma yapılmıştır. Bu çalışmada, hastanın fizyolojik hareketini 20 mm'ye kadar inceledik. Yeni kardiyak gama kameranın kullandığı yazılım ve donanım üstünlüğü sayesinde, çekim süresinin ortasında oluşan 20 mm'den küçük hareketlere kadar artefakt oluşumuna engel olmakta ve güvenilir görüntü kalitesi elde edilmesini sağlamaktadır. PET/BT, çekim süresinin

sonunda kardiyak kamera kadar hassas olmamakla birlikte üstün TOF teknolojisiyle beraber 12 mm'ye kadar artefakt oluşumuna engel olmaktadır.

Koroner arter hastalığı gelişmiş ülkelerdeki en sık ölüm nedeni olmakla birlikte tedavi imkanlarının ve başlangıç mortalitesinin düşürülmesi ile son yıllarda insidansında artış mevcuttur. KAH insidansı arttıkça hastalığın erken tanı ve tedavi yaklaşımları da önem kazanmaktadır. Bu nedenlerle yaptığımız çalışmada, miyokardiyal perfüzyon SPECT çalışmalarında olası hasta hareketi nedeniyle KAH'nı taklit eden artefaktların oluşumunu en az düzeye indiren ve daha güvenilir görüntü kalitesine sahip sistemleri incelemiş olduk.

6. SONUÇ VE ÖNERİLER

Myokard Perfüzyon Sintigrafisi; KAH tanısı, preoperatif risk belirlemesi, prognoz tahmini ve tedaviye yanıtın değerlendirilmesi gibi önemli klinik endikasyonlarda günümüzde yaygın olarak kullanılan non-invaziv bir testtir. Miyokardiyal Perfüzyon SPECT (MPS) çalışmalarının konvansiyonel gama kameralarda görüntü toplama süresi yaklaşık olarak 30 dakika sürmektedir. Bu görüntüleme süresi boyunca görüntü kalitesinin bozulmaması için hasta hareket etmeden yatmak zorundadır. Çekim sırasında hastanın küçük bir hareketi bile koroner arter hastalığını taklit eden önemli artefaktlara neden olmakta ve miyokard duvarında perfüzyon defekti olarak sonuçlanmaktadır.

Bu çalışmada amaç, kardiyak gama kamera ve PET/BT sistemlerinde alınan miyokardiyal perfüzyon sintigrafisinde hastadan kaynaklanan olası fizyolojik hareketlerin hangi boyutta defekt oluşturabileceğini, bu defektlerin toplam çekim süresinin hangi safhasında meydana gelebileceğini ve hangi sistemde yapılan miyokardiyal perfüzyon sintigrafisinin daha güvenilir olduğunu araştırmaktır.

Çalışmanın sonucunda,

1. Kardiyak gama kamera'nın kısa çekim süresi (3-5 dk), hastaya verilen doz miktarının az olması ve 20 mm'lik hareketlere kadar miyokardiyal perfüzyon sintigrafisi görüntülerinde hasta hareketini tolere etmesi ve artefakt oluşmaması, daha önceki çalışmalarda kullanılan gama kameralardan üstünlüğünü göstermiştir.
2. Kardiyak gama kamerada, 20 mm'lik hareket sonrası oluşan artefaktlar çekim süresinin ortasında meydana gelmiştir. Daha önce yapılan birçok çalışmada da hareketin oluşma süresiyle benzerlikler bulunmuştur.

3. PET/CT tarayıcısı Motions Match teknolojisi ile hareket artefaktlarında motions free çözümleri kullanarak yüksek hassasiyet ve lezyon dedekte edebilme kapasitesiyle üstün görüntü kalitesini geliştirmek için tasarlanmıştır fakat PET/BT sisteminde, 12 mm ve 20 mm'lik hareketlerden sonra oluşan artefaktlar çekim süresinin sonlarında meydana gelmiştir. Hasta hareketi açısından Kardiyak gama kamera PET/BT'ye göre daha duyarlı ve güvenilirdir.
4. PET/BT'de yaptığımız çalışmada, 12 mm'lik harekete kadar artefakt oluşmamasını, görüntülere uygulanan kardiyak prosesinde Diverging squares tekniğinin kullanıldığını düşündürdü.
5. Geleneksel gama kameralar ile yapılan bir çok çalışmada da çekim süresinin ortalarındaki hareketten oluşan artefakt, başında ve sonundaki hareket artefaktlarına göre daha anlamlı olması, kardiyak gama kamera arasında uyum göstermiş ama, PET/CT'de aynı uyum bulunmamıştır.
6. Bu çalışmada güvenilir sonuçlar elde etmek için fantoma uyguladığımız hareketlerin her birini 10'ar kez tekrar ettik. Fantom hareketini sağlamak için bir sistem yapılabilirse, daha kısa sürede güvenilir çalışmalar yapılabilir.

KAYNAKLAR

1. Gould KL, Lipscomb K. Effects of coronary stenoses on coronary flow reserve and resistance. *The American journal of cardiology*, 1974, 34:48-55.
2. Upton MT, Rerych SK, Newman GE, Port S, Cobb FR, Jones RH. Detecting abnormalities in left ventricular function during exercise before angina and ST-segment depression. *Circulation*, 1980, 62:341-349.
3. Bonow RO, Bacharach SL, Green MV, Kent KM, Rosing DR, Lipson LC. Impaired left ventricular diastolic filling in patients with coronary artery disease: assessment with radionuclide angiography. *Circulation*, 1981, 64:315-323.
4. Coffey JL, Cristy M, Warner GG. Specific absorbed fractions for photon sources uniformly distributed in the heart chambers and heart wall of a heterogeneous phantom. *Journal of nuclear medicine: official publication, Society of Nuclear Medicine*, 1981, 22:65-71
5. Williams SC. Nuclear Medicine. Cardiac Imaging. <http://www.auntminnie.com>. 2001.
6. Buja, LM, *Cardiovascular Medicine*, 3th. Philadelphia, Myocardial ischemia and reperfusion injury, 2007: 3-17
7. Yıldırım M. *İnsan Anatomisi*, İstanbul, Nobel Tıp Kitabevleri, 2003: 40-56.
8. Guyton AC, JE Hall. *Medikal Physiology*, 9th. İstanbul, Koroner Dolaşım ve İskemik Kalp Hastalığı, Nobel Tıp Kitabevleri 1996:253-265.
9. Canty JM. In: Libby P, Bonow RO, Mann DL, Zipes DP, ed. *Braunwald's Heart Disease*, 8th. Philadelphia: Saunders 2008:1167-1194.
10. Shah PK, Falk E. *Miyokard iskemisinin patogenezi*. Dursun AN, çeviri. Crawford Kardiyoloji. İstanbul: AND Yayıncılık, 2003;221.
11. Murray CJ, Lopez AD. Mortality by cause for eight regions of the world: Global Burden of Disease Study. *Lancet*, 1997, 349:1269-1276.
12. Vasan RS, Larson MG, Leip EP, Evans JC, O'Donnell CJ, Kannel WB. Impact of high-normal blood pressure on the risk of cardiovascular disease. *The New England journal of medicine*, 2001, 345:1291-1297.

13. Berenson GS, Srinivasan SR, Bao W, Newman WP 3th, Tracy RE, Wattigney WA. Association between multiple cardiovascular risk factors and atherosclerosis in children and young adults: The Bogalusa Heart Study. *New England Journal of Medicine*, 1998, 338:1650-1656.
14. Onat A. Türkiye’de Erişkinlerde Koroner Kalp Hastalığı ve Risk Faktörleri Sıklığı Taraması: Kalp Hastalıkları Prevalansı Türk Kardiyoloji Derneği Araştırma Raporu, Türk Kardiyoloji Derneği, İstanbul, Yenilik Basımevi, 1991.
15. Grundy SM, Balady GJ, Criqui MH, Fletcher G, Greenland P, Hiratzka LF. Primary prevention of coronary heart disease: guidance from Framingham: a statement for healthcare professionals from the AHA Task Force on Risk Reduction. American Heart Association. *Circulation*, 1998, 97 (18):1876-1887.
16. Hopkins PN, Williams RR. Human genetics and coronary heart disease: a public health perspective. *Annual Review Nutrition*, 1989,9:303-304.
17. Rissanen AM. Familial aggregation of coronary heart disease in a high incidence area. *British heart journal*, 1979, 42 (3):294-303.
18. Corti C. Evidence for a Black-white Crossover in All-cause and Coronary Heart Disease Mortality in an Older Population. The North Carolina. Established Population for Epidemiologic Studies of the Elderly. *American Journal Public Health*, 1999, 89:308-314.
19. Grundy SM, Pasternak R, Greenland P, Smith S Jr, Fuster V. Assessment of cardiovascular risk by use of multiple risk factor assessment equations: A statement for healthcare professionals from the AHA and ACC. *Circulation*, 1999, 100:1481-1492.
20. Kannel WP. Blood pressure as a cardiovascular risk factor: prevention and treatment. *Journal of American Medical Association*, 1996, 275:1571-1576.
21. Wong ND, Cupples LA, Ostfeld AM, Levy D, Kannel WB. Risk factors for longterm coronary prognosis after initial myocardial infarction: the Framingham Study. *American Journal of Epidemiology*, 1989, 130:469-480.
22. Onat A, Soydan İ, Koylan N, Sansoy V, Tokgözoğlu L. Türk erişkinlerinde kalpsağlığının dünü ve bugünü. TEKHARF çalışmasının sağladığı üç boyutlu harita. Kibele Tanıtım, İstanbul, 1996.

23. Ockene IS, Miller NH. Cigarette smoking, cardiovascular disease, and stroke. *Circulation*, 1997, 96:3243–3247.
24. Libby P, BR, Mann DL, Zipes DP. Braunwald's Heart Disease. 8th. Coronary Blood Flow and Myocardial Ischemia. 2008, Saunders, Philadelphia. 1167-1194.
25. LaRosa, JC, Intensive lipid lowering with atorvastatin in patients with stable coronary disease. *The New England Journal of Medicine*, 2005, 352 (14):1425-1435.
26. Thompson, PD, Exercise and physical activity in the prevention and treatment of atherosclerotic cardiovascular disease: a statement from the Council on Clinical Cardiology (Subcommittee on Exercise, Rehabilitation, and Prevention) and the Council on Nutrition, Physical Activity, and Metabolism (Subcommittee on Physical Activity). *Circulation*, 2003, 107 (24):3109-3016
27. Poll, G, Few Americans Meet Exercise Targets. <http://www.gallup.com/poll/103492/few-americans-meet-exercise-targets.aspx>, 2008.
28. Ridker PM, Genesst J, Libby P. Risk factor for atherosclerotic disease. In: Braunvald E. Heart Disease a Textbook of Cardiovascular Medicine, 6th. Philadelphia: WB Saunders Elseiver, 2001;1010-1040.
29. Kannel WB. Lipids, diabetes and coronary heart disease: insights from the Framingham Study. *The American Heart Journey*, 1985,110:1100-1107.
30. Misr AKL, Obesity and the metabolic syndrome in developing countries. *The Journal of Clinical Endocrinology and Metabolism*, 2008, 93 (1):S9.
31. Kannel, WB and Feinleib M, Natural history of angina pectoris in the Framingham study. Prognosis and survival. *The American Journal of Cardiology*, 1972, 29 (2): 154-163.
32. Kugiyama, K, Nitric oxide activity is deficient in spasm arteries of patients with coronary spastic angina. *Circulation*, 1996, 94 (3): 266-271.
33. Alpert JS, Thygesen K, Antman E, Bassand JP, Myocardial infarction redefined a consensus document of The Joint European Society of Cardiology/American College of Cardiology Committee for the redefinition of myocardial infarction. *Journal of the American College of Cardiology*, 2000, 36 (3): 959-69.

34. Myerburg, RJ, Sudden cardiac death: exploring the limits of our knowledge.*Journal of Cardiovasc Electrophysiol*, 2001, 12 (3): 369-381.
35. Cassar A, Holmes DRJr, Rihal CS, Gersh BJ, Chronic coronary artery disease: diagnosis and management.*Mayo Clinic proceedings*, 2009, 84 (12): 1130-1146.
36. Falk E, PK Shah, and V. Fuster, Coronary plaque disruption.*Circulation*, 1995, 92 (3): 657-671.
37. Rathore, SS, Gersh BJ, Weinfurt KP, Oetgen WJ, Schulman KA, Solomon AJ, The role of reperfusion therapy in paced patients with acute myocardial infarction. *The American Heart Journey*, 2001, 142 (3):516-519.
38. Karaçalıoğlu, Ö, Özgüven MA, Scintigraphic Evaluation Of Ischemic Cardiac Disease.*Turkiye Klinikleri Journal of Cardiology Special Topics*, 2010, 3 (6):8-27.
39. Gibbons, RJ, Long-term outcome of patients with intermediate-risk exercise electrocardiograms who do not have myocardial perfusion defects on radionuclide imaging.*Circulation*, 1999, 100 (21):2140-2145.
40. Hesse B, Lindhardt TB, Acampa W, Anagnostopoulos C, Ballinger J, Bax J, Edenbrandt L., Flotats A, Germano G, Gmeiner Stopar T, Franken P, Kelion A, Kjaer A, Le Guludec D, Ljungberg M, Maenhout A F, Marcassa C, Marving J, McKiddie F, Schaefer WM, Stegger L and Underwood R, EANM/ESC guidelines for radionuclide imaging of cardiac function. *European Journal of Nuclear Medicine and Molecular Imaging*, 2008. 35 (4):851-885.
41. PJ. Ell, Gambhir S. *Nuclear Medicine in Clinical Diagnosis and Treatment...*, Nuclear Cardiology. 3th. 2004, Churchill Livingstone. London. 1015-1227.
42. Elgazzar, AH, ed. *The Pathophysiologic Basis of Nuclear Medicine*. 2th. 2006: New York. 330-395.
43. Khaw BA, The current role of infarct avid imaging.*Seminars in Nuclear Medicine*, 1999, 29 (3):259-270.
44. Khaw BA, Yasuda T, Gold HK, Leinbach RC, Johns JA, Kanke M, Barlai-Kovach M, Strauss HW, Haber E, *Acute myocardial infarct imaging with indium-111-labeled monoclonal antimyosin Fab*. *Journal of Nuclear of Medicine*, 1987, 28 (11):1671-1678.

45. Khaw BA, Nakazawa A, O'Donnell SM, Pak K, Narula J, Avidity of technetium 99m glucarate for the necrotic myocardium: in vivo and in vitro assessment. *Journal of Nuclear Cardiology*, 1997, 4 (4):283-290.
46. Lees RS, AM Lees, and HW Strauss. External imaging of human atherosclerosis. *Journal of Nuclear Medicine*, 1983, 24 (2):154-156.
47. Ohtsuki K, Hayase M, Akashi K, Kapiwoda S, Strauss HW, Detection of monocyte chemoattractant protein-1 receptor expression in experimental atherosclerotic lesions: an autoradiographic study. *Circulation*, 2001, 104 (2): 203-208.
48. Kietselaer BL, Reutelingsperger C PM, G AK Heidendal, M JAP Daemen, W H Mess L. Hofstra, Noninvasive detection of plaque instability with use of radiolabeled annexin A5 in patients with carotid-artery atherosclerosis. *The New England Journal of Medicine*, 2004, 350 (14):1472-1473.
49. Strauss WH, MC, Patt BE, Ghazarossian V, Intravascular radiation detectors for the detection of vulnerable atheroma. *Journal of the American College of Cardiology*, 2006, 47:97-100.
50. Marcassa C, Bax JJ, Bengel F, Hesse B, Petersen CL, Reyes E, Underwood R, Clinical value, cost-effectiveness, and safety of myocardial perfusion scintigraphy: a position statement. *Euro Heart Journal*, 2008, 29 (4):557-563.
51. Husmann, L, Wiegand M, Valenta I, Gaemperli O, Schepis T, Siegris PT, Namdar M, Wyss CA, Alkadhi H, Kaufmann PA. Diagnostic accuracy of myocardial perfusion imaging with single photon emission computed tomography and positron emission tomography: a comparison with coronary angiography. *The International Journal of Cardiovascular Imaging*, 2008, 24 (5): 511-518.
52. Germano G and Berman DS. Plato's cave: multidimensionality of nuclear cardiology images. *Journal of Nuclear Cardiology*, 1997, 4 (2):169-171.
53. Akıncıoğlu C, Atasever T, Cener B, Kaya GC, Kırac S, Unlu M. Nukleer kardioloji uygulama kılavuzu. *Turkish Journal of Nuclear Medicine* 2001;10:41-56.
54. Grunwald AM, Watson DD, Holzgrefe HH Jr, Irving JF, Beller GA. Myocardial thallium-201 kinetics in normal and ischemic myocardium. *Circulation*, 1981, 64:610-618.

55. Gerson MC, McGoron A, Roszell N, Biniakiewicz D, Millard RW. Myocardial perfusion imaging, Radiopharmaceuticals and tracer kinetics. In: Gerson MC, ed. *Cardiac Nuclear Medicine*, 3th. New York: McGraw-Hill 1997:3-28.
56. Beller GA, Watson DD. Physiological basis of myocardial perfusion imaging with the technetium-99m agents. *Seminars in Nuclear Medicine*, 1991, 21:173-181.
57. Okada RD, Glover D, Gaffney T, Williams S. Myocardial kinetics of technetium-99m Hexakis-2-methoxy-2-methylpropyl-isonitrile. *Circulation*, 1988, 77:491-498.
58. Meerdink DJ, Dahlberg ST, Gilmore M, Leppo JA. Myocardial extraction of technetium-99m-[2- (1-methoxybutyl) isonitrile] in the isolated rabbit heart: a myocardial perfusion agent with high extraction and stable retention. *Journal of Nuclear Medicine*.1993, 34: 927-931.
59. Dahlberg ST, Gilmore MP, Flood M. Extraction and washout of Tc-99m tetrofosmin in the isolated rat heart. *Journal of Nuclear Medicine*, 1994, 35:47.
60. Leppo J A, Meerdinck D J. Comparative myocardial extraction of two technetium labeled bato derivatives and thallium. *Journal of Nuclear Medicine*, 1990, 31:67-74
61. Ghezzi C, Fagret D, Arvieux CC, Mathieu JP, Bontron R, Pasqualini R, et al. Myocardial kinetics of TcN-NOET: a neutral lipophilic complex tracer of regional myocardial blood flow. *Journal of Nuclear Medicine*, 1995, 36:1069-1077.
62. Taillefer R, DePuey EG, Udelson JE, Beller GA, Latour Y, Reeves F. Comparative diagnostic accuracy of Tl-201 and Tc-99m sestamibi SPECT imaging (perfusion and ECG-gated SPECT) in detecting coronary artery disease in women.*Journal of The American College Cardiology*, 1997, 29 (1):69-77.
63. Taillefer R, Laflamme L, Dupras G, Picard M, Phaneuf DC, Leveille J. Myocardial perfusion imaging with 99mTc-methoxy-isobutyl-isonitrile (MIBI): comparison of short and long time intervals between rest and stress injections. Preliminary results.*European Journal of Nuclear Medicine*, 1988, 13 (10):515-522.

64. Nichols K, Tamis J, Depuey EG, Mieres J, Malhotra S, Rozanski A, Relationship of gated SPECT ventricular function parameters to angiographic measurements. *Journal of Nuclear Cardiology*, 1998, 5 (3):295-303.
65. Santana-Boado C, Candell-Riera J, Castell-Conesa J, Aguade-Bruix S, Garcia-Burillo A, Gonzalez JM, Cortadellas J, Ortega D, Soler-Soler J. Diagnostic accuracy of technetium-99m-MIBI myocardial SPECT in women and men. *Journal of Nuclear Medicine*, 1998, 39 (5):751-755.
66. Crawford ES, Husain SS. Nükleer Kardiak Görüntüleme, *The Society of Nuclear Medicine Technologist Section*, Virginia, 2007:1-60.
67. Wagdy, HM, Hodge D, Christian TF, Miller TD, Gibbons RJ, Prognostic value of vasodilator myocardial perfusion imaging in patients with left bundle-branch block. *Circulation*, 1998, 97 (16):1563-1570.
68. Pitcher D, Wainwright R, Maisey M, Curry P, Sowton E. Assessment of chest pain in hypertrophic cardiomyopathy using exercise thallium-201 myocardial scintigraphy. *British Heart Journal*, 1980, 44 (6):650-656.
69. Schulman, DS, Francis CK, Black HR, Wackers FJ. Thallium-201 stress imaging in hypertensive patients. *Hypertension*, 1987, 10 (1):16-21.
70. Amanullah AM, Berman DS, Kang X, Cohen I, Germano G, Friedman JD. Enhanced prognostic stratification of patients with left ventricular hypertrophy with the use of single-photon emission computed tomography. *The American Heart Journal*, 2000, 140 (3):456-462.
71. Schelbert HR. 18F-deoxyglucose and the assessment of myocardial viability. *Seminars in Nuclear Medicine*, 2002, 32 (1):60-69.
72. Travin, M.I. and S.R. Bergmann, Assessment of myocardial viability. *Seminars in Nuclear Medicine*, 2005, 35 (1):2-16.
73. Eitzman, D., Al-Aouar Z., Kanter H.L., Dahi J., Kirsh M., Deeb G.M., Schwaiger M., Clinical outcome of patients with advanced coronary artery disease after viability studies with positron emission tomography. *Journal of The American College Cardiology*, 1992, 20 (3):559-65.
74. Ell PJ, *Nuclear Cardiology. Hibernation*, ed. Pennel DJ. *British Nuclear Medicine Society*, 1995:138-163.

75. Sprawls, P. *Physical Principles of Medical Imaging*. Aspen Publishers, USA 1987:545.
76. Knoll FG, *Radiation Detection and Measurement*, 4th. 1989
77. Jan J. *Medical Image Processing, Reconstruction & Restoration*. Boca Raton, FL: Taylor Francis., 2006, 9-19:245-282
78. Bor D. *Nükleer Tıp Sayısal Görüntüleme Yöntemleri*, Ankara, Bilim yayıncılık, 2009
79. Cooper JA, Neumann PH, McCandless BK, Effect of patient motion on tomographic myocardial perfusion imaging. *Journal of Nuclear Medicine*, 1992, 33:1566-1571,
80. Leslie WD, Dupont JO, McDonald D, Peterdy AE. Comparison of motion correction algorithms for cardiac SPECT. *Journal of Nuclear Medicine*, 1997, 38:785-790.
81. Eisner RL, Noever T, Nowak D, Carlson W, Dunn D, Oates J, Liberman HA. Patterson RE. Use of cross-correlation function to detect patient motion during SPECT imaging. *Journal of Nuclear Medicine*, 1987,28:97-101.
82. Garcia EV, Tsukerman L, Keidar Z. A new solid state ultra fast cardiac multidetector SPECT system. *Journal of Nuclear Cardiology*, 2008, 15:S3.
83. Anger HO. Scintillation camera. *Review of Scientific Instruments*, 1958, 29:27-33.
84. Pazhenkottil AP, Husmann L, Kaufmann PA: Cardiac hybrid imaging with high-speed single-photon emission computed tomography/CT camera to detect ischaemia and coronary artery obstruction. *Heart*. 2010, 96:2050.
85. Ter-Pogossian MM, Phelps ME, Hoffman EJ, Mullani NA, A positron-emission transaxial tomograph for nuclear medicine imaging (PETT). *Radiology*. 1975,114:89–98.
86. Burnham CA, Brownell GL. A multi-crystal positron camera. *IEEE Transactions on Nuclear Science*, 1972, 19 (3):201–205.
87. Wahl RL. PET ve PET/BT Prensipler ve Uygulamalar. Caner B, Uğur Ö, Bozkurt MF, Rotatıp Ankara, 2011:47-48.

88. Levin CS, Hoffman EJ. Calculation of positron range and its effect on the fundamental limit of positron emission tomography system spatial resolution. *Physics in Medicine Biology*, 1999, 44:781-799.
89. Bailey DL, Townsend DW, Valk PE, Maisey MN. *Positron Emission Tomography Basic Sciences*. Springer London, 2005:181-182.
90. Saha GB. *Basics of PET Imaging Physics, Chemistry and Regulations*. Springer New York, 2005:30-34.
91. Bai C, Kinahan P, Brasse D, Comtat C., Townsend D.W., Meltzer C.C., Villemagne V., Charron M., Defrise M. An analytic study of the effects of attenuation on tumor detection in whole body PET oncology imaging. *Journal of Nuclear Medicine*, 2003,44 (11):1855-1861.
92. Nakamoto Y., Tatsumi M., Cohade C., Osman M., Marshall L.T., Wahl R.L. Accuracy of image fusion of normal upper abdominal organs visualized with PET/CT. *European Journal of Nuclear Medicine Molecular Imaging*. 2003,30 (4):597-602.
93. Kinahan PE, Townsend DW, Beyer T., Sashin D., Attenuation correction for a combined 3D PET/CT scanner. *Medical Physics*, 1998,25 (10):2046-2053.
94. Workman RB, Coleman RE. *PET/CT Essentials for Clinical Practice*. Springer New York. 2006:5.
95. Kamel E, Hany TF, Burger C, Treyer V., Lonn A.H.R., Schulthess G.K., Buck A., Ct vs 68Ge attenuation correction in a combined PET/CT system: evaluation of the effect of lowering the CT tube current. *European Journal of Nuclear Medicine Molecular Imaging*, 2002,29:346-350.
96. E. Gordon DePuey, How to Detect and Avoid Myocardial Perfusion SPECT Artifacts. *Journal of Nuclear Medicine*, 1994,35 (4):699-702
97. Steven Burrell, MD, and Anita MacDonald, Artifacts and Pitfalls in Myocardial Perfusion Imaging. *Journal of Nuclear Medicine Technology*, 2006, 34:193–211
98. Cooper JA, Neumann PH, McCandless BK. Detection of patient motion during tomographic myocardial perfusion imaging. *Journal of Nuclear Medicine*, 1993,34:1341-1348

99. Friedman JB, Daniel S, Train Kenneth Van BS, Garcia Ernest V, Bietendorf J, Prigent F, Rozanski A, Waxman AM, Patient Motion in Thallium-201 Myocardial SPECT Imaging An Easily Identified Frequent Source of Artifactual Defect. *Clinical Nuclear Medicine*. 1988, 13 (5):321-324.
100. Eisner R, Churchwell A, Noever T, Quantitative analysis of the tomographic thallium-201 myocardial bull's-eye display: Critical role of correcting for patient motion. *Journal of Nuclear Medicine*, 1988,29:91-97.
101. Jeffrey A. Cooper, Paul H. Neumann, and Brian K. McCandless. Effect of Patient Motion on Tomographic Myocardial Perfusion Imaging *The Journal of Nuclear Medicine*, 1992, 33: 1566-1571.
102. Wells RG, Ruddy TD, DeKemp RA, DaSilva JN, and Beanlands RS. Single-phase CT aligned to gated PET for respiratory motion correction in cardiac PET/CT, *Journal of Nuclear Medicine*, 2010, 51:1182–1190.
103. Woo J, Balaji T, Damini D, Nakazato R, Ludovic Le M, Amit R, Joel L, Guido G, Daniel B, Piotr S. Automatic 3D registration of dynamic stress and rest ⁸²Rb and flurpiridaz F 18 myocardial perfusion PET data for patient motion detection and correction. *Medical Physics*, 2011,38 (11): 6313-6326
104. McLeish K, Hill D, Atkinson D, Blackall J, Razavi RA. Study of the motion and deformation of the heart due to respiration. *IEEE Transactions on Medical Imaging*, 2002, 21:1142–1150.
105. Eisner RL, Noever T, Nowak D, Carlson W. Use of cross-correlation function to detect patient motion during SPECT imaging. *Journal of Nuclear Medicine*, 1987,28:97-101.

EKLER

EK-1.Özgeçmiş

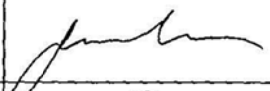
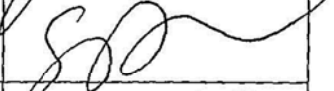
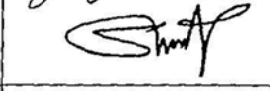
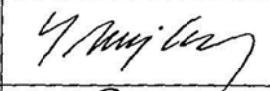

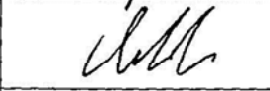
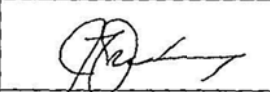
KİŞİSEL BİLGİLER	
Adı Soyadı	: Semra DÖNMEZ
Doğum tarihi	: 27.09.1969
Doğum yeri	: Ankara
Medeni hali	: Evli, 2 çocuk
Uyruğu	: T.C.
Adres	: Gülhane Askeri Tıp Akademisi Nükleer Tıp Anabilim Dalı 06180 Etlik /Keçiören ANKARA
Tel	: 0312 304 48 27 – 0533 570 70 40
Faks	: 0312 304 48 00
E-mail	: semdonmez@yahoo.com
EĞİTİM	
Lise	: Aydınlıkevler Lisesi (1986)
Lisans	: Ankara Üniversitesi Fen Fakültesi (Fizik Mühendisliği Bölümü) (1986-1992)
Yüksek lisans	: -
Doktora	: -
YABANCI DİL BİLGİSİ	
İngilizce	: Orta derecede
Fransızca	: İyi derecede
ÜYE OLUNAN MESLEKİ KURULUŞLAR	
Medikal Fizik Derneği	
Nükleer Tıp Derneği	
İLGİ ALANLARI, HOBİLER	
Kitap okumak	
Yüzmek	

EK-2.Etik Kurul Onayı

"2012. 3.1/ 13 "SAĞLIK BİLİMLERİ ETİK KURUL KARARI 24.07.2012

3/1.13- Enstitümüz Nükleer Tıp Anabilim Dalı Yüksek Lisans öğrencisi Semra DÖNMEZ' in " Solit-State Kardiyak Gama Kamera İle PET/BT' de Miyokardiyal Perfüzyon Görüntüleme Hareket Artefaktlarının Karşılaştırılması: Fantom Çalışması" tez konusu görüşüldü;

İlgilinin tez konusunun etik değerlere uygun olduğu mevcudun oybirliği ile,

ADI SOYADI	GÖREVİ	İMZA
Prof. Dr. Funda BAYINDIR	Sağlık Bilimleri Enstitüsü Etik Kurul Başkanı	
Doç. Dr. Ayşe OKANLI	Sağlık Bilimleri Enstitüsü Etik Kurul Başkan Yardımcısı	
Prof. Dr. Samih DİYARBAKIR	Sağlık Bilimleri Enstitüsü Etik Kurul Üyesi	
Prof.Dr.Yavuz Selim SAĞLAM	Sağlık Bilimleri Enstitüsü Etik Kurul Üyesi	
Prof. Dr. H. İnci GÜL	Sağlık Bilimleri Enstitüsü Etik Kurul Üyesi	
Doç.Dr. Ahmet YILDIZ	Sağlık Bilimleri Enstitüsü Etik Kurul Üyesi	
Doç. Dr.Abdulkadir YILDIRIM	Sağlık Bilimleri Enstitüsü Etik Kurul Üyesi	
Yrd.Doç.Dr.Engin SAYGIN	Sağlık Bilimleri Enstitüsü Etik Kurul Üyesi	Katılmadı
Yrd. Doç. Dr. İlhan ŞEN	Sağlık Bilimleri Enstitüsü Etik Kurul Üyesi ve Raportör	